

UNIVERSIDAD DE CUENCA



FACULTAD DE INGENIERÍA

ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES

“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE
EXOESQUELETO DESTINADO A LA REHABILITACIÓN DE CODO”

UNIVERSIDAD DE CUENCA
desde 1867

Trabajo de titulación previo a la obtención del
título de Ingeniero en Electrónica y Telecomunicaciones

Autores:

Carlos Israel Macao Campoverde
Juan Marcelo Nacipucha Nacipucha

Director:

Ing. Luis Ismael Minchala Ávila, PhD

Cuenca - Ecuador
2016



Resumen

Palabras clave: Prototipo exoesqueleto, control avatar.

Actualmente los servicios de salud luchan por brindar terapias de rehabilitación óptimas a personas que han sufrido alguna enfermedad o accidente cerebrovascular que pueda provocar parálisis o pérdida de fuerza en una extremidad superior. Esto ha motivado a la comunidad científica a explorar el uso de dispositivos electrónicos (exoesqueletos) para brindar terapias de rehabilitación y/o asistencia al movimiento.

Este trabajo presenta una alternativa a las terapias de rehabilitación convencionales, a través de un prototipo de exoesqueleto para la extremidad superior (codo). Este prototipo se enfoca en mejorar la fuerza y movimiento motriz de la extremidad. El exoesqueleto consta de dos grados de libertad, los mismos que permiten reforzar los movimientos de flexión-extensión entre el brazo y el antebrazo, y los movimientos de pronación-supinación en el antebrazo.

El prototipo diseñado permite movilidad del paciente mientras realiza la terapia, debido a que la estructura no es de base fija. El exoesqueleto posee una medida estándar, por tanto dificulta que se ajuste a diferentes longitudes de la extremidad de los pacientes. Sin embargo, tras ser evaluado por un especialista en fisioterapia, éste es de gran utilidad para pacientes con problemas neurológicos ya que permite una rehabilitación pasiva-asistida y para pacientes con problemas traumatológicos permite una rehabilitación activa-asistida.

Israel Macao, Juan Nacipucha



Abstract

Keywords: Prototype exoskeleton, avatar control.

Nowadays, health services strive to provide optimal rehabilitation therapies for people who have suffered a stroke or some kind of accident that could cause paralysis or loss of strength in an upper limb. This has motivated the scientific community to explore the use of electronic devices (exoskeleton) to provide rehabilitation therapies and/or assistance to the movement.

This project presents an alternative to conventional rehabilitation therapies, through a prototype exoskeleton for upper limb (elbow). This prototype is focused on improving strength and motor movement of the limb. The exoskeleton consists of two degrees of freedom, allowing them to strengthen flexion-extension movements between the arm and forearm, and pronation-supination movements of the forearm.

The prototype designed allows patient mobility while doing therapy, because the structure is not a fixed base. The exoskeleton has a standard measure, therefore difficult to fit different lengths of the extremity of patients, however, after being evaluated by a specialist in physical therapy, it is useful for patients with neurological problems because it allows a passive-assisted rehabilitation and for patients with orthopedic problems allows active-assisted rehabilitation.

Israel Macao, Juan Nacipucha



Índice general

Resumen	3
Abstract	5
Índice general	7
Índice de figuras	10
Índice de tablas	14
1. INTRODUCCIÓN	31
1.1. Antecedentes	31
1.2. Objetivos	32
1.2.1. Objetivo general	32
1.2.2. Objetivos específicos	32
1.3. Estado del arte	32
1.4. Contribuciones de la tesis	35
2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS	37
2.1. Biomecánica de la extremidad superior del ser humano	37
2.1.1. Movilidad articular del miembro superior	38
2.1.2. Hombro	39
2.1.3. Codo	40
2.2. Rehabilitación robótica	41
2.3. Exoesqueletos	42
2.3.1. Exoesqueletos para la rehabilitación del miembro superior	42
2.4. Aplicaciones de los exoesqueletos robóticos	46
2.4.1. Amplificadores de Potencia	46
2.4.2. Asistencia y compensación funcional	47
2.4.3. Recuperación de desastres	47
2.5. Cuaternios	48
2.5.1. Aplicación de los cuaternios	48



2.6.	Ángulos de Euler	49
2.6.1.	Roll, pitch, yaw (alabeo, cabeceo, guiñado)	49
2.7.	Brazalete Myo	50
2.7.1.	Características físicas del brazalete Myo	51
2.7.2.	Brazalete Myo para desarrolladores	52
2.7.3.	Aplicaciones con el brazalete Myo	53
3.	ANÁLISIS CINEMÁTICO DEL EXOESQUELETO	55
3.1.	Introducción	55
3.2.	Modelo cinemático del exoesqueleto	56
3.2.1.	Cinemática directa	56
3.2.2.	Cinemática inversa	59
3.3.	Espacio de trabajo	61
4.	DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL EXOESQUELETO	63
4.1.	Introducción	63
4.2.	Diseño mecánico	64
4.3.	Diseño SimMechanics	66
4.3.1.	Análisis de par mecánico	66
4.4.	Engranajes	70
4.4.1.	Diseño de engranajes	73
4.5.	Ensamble final	77
5.	DESARROLLO DEL SISTEMA DE CONTROL	79
5.1.	Introducción	79
5.2.	Adquisición de las señales de brazalete Myo	80
5.2.1.	Instalación del paquete Myo mex	80
5.2.2.	Adquisición de señales	80
5.3.	Envío y manejo de datos	83
5.4.	Programación en Arduino	86
5.4.1.	Librería TimerOne	87
5.4.2.	Librería DualVNH5019MotorShield	87
5.4.3.	Lectura de los Encoders.	88
5.4.4.	Procesamiento de señales recibidas.	91
6.	PRUEBAS Y RESULTADOS	95



7. CONCLUSIONES	101
7.1. Trabajos futuros	103
Anexos	104
A. Arduino MEGA 2560	107
A.1. Pines utilizados en el desarrollo	107
B. Diagrama de flujo	109
C. Propiedades del MyoData	111
D. Pololu dual VNH5019 Motor driver	113
E. Manual de uso del programa	115
Bibliografía	119



Índice de figuras

1.1. Exoesqueleto PLL01, proyecto PowerLoader [1]	33
1.2. Exoesqueleto HAL desarrollado por CyberdyneHAL [2]	34
1.3. Exoesqueleto Raytheon XOS 2 [3]	34
1.4. Exoesqueleto HULC desarrollado por Lockheed Martin Inc. [4]	35
2.1. Partes principales del miembro superior [5]	37
2.2. Sistema óseo que compone al codo [6]	38
2.3. Posición del cuerpo humano [6]. (a) Posición anatómica. (b) Posición de referencia cero	39
2.4. Planos que dividen al cuerpo humano [5]	39
2.5. Movimiento de flexión-extensión en el hombro [5]	40
2.6. Movimiento de flexión-extensión en el codo [5]	40
2.7. Movimiento de pronación-supinación en el codo [5]	41
2.8. Campos de la rehabilitación robótica	41
2.9. Configuraciones de robots para rehabilitación [5]. (a) De efector final (b) Exoesqueleto de base fija	43
2.10. PHANTOM Premium 1.5 [7]	43
2.11. MIT-Manus [8]	44
2.12. LIMPACT [9]	44
2.13. NEUROExos [10]	45
2.14. Exoesqueleto de 7 GdL [11]	46
2.15. Exoesqueleto HAL para recuperación de desastres [12]	48
2.16. Ángulos de Euler: roll, pitch, yaw [13]	50
2.17. Brazaletes Myo [14]	50
2.18. Partes del brazaletes Myo [15]	51
2.19. Gestos detectados por el brazaletes Myo [14]	52
2.20. Señales IMU [14]	53

2.21. Señales EMG [14]	53
2.22. Prótesis controlada con el brazalete Myo [16]	54
2.23. Lenguaje de señas [16]	54
3.1. Movimientos del codo [6]	56
3.2. Cadena cinemática del exoesqueleto para el codo	57
3.3. Simulación del espacio de trabajo del codo	62
4.1. Piezas CAD. (a) Brazo. (b) Antebrazo	64
4.2. Rodamiento	64
4.3. Piezas CAD. (a) Superior. (b) Intermedio. (c) Inferior.	65
4.4. Pieza CAD para el movimiento de pronación-supinación	65
4.5. Prototipo del exoesqueleto	66
4.6. Diagrama de bloques SimMechanics	67
4.7. Diagrama de bloques para la simulación de par mecánico	67
4.8. Simulación del exoesqueleto en SimMechanics	68
4.9. Par mecánico Computado. (a) Par mecánico en la articulación de flexión-extensión. (b) Par mecánico en la articulación de pronación-supinación	69
4.10. Motores. (a) Motor 1. (b) Motor 2	70
4.11. Elementos de un engranaje	71
4.12. Construcción de la geometría del piñón	73
4.13. Esquema piñón. (a) Un diente. (b) Doce dientes. (c) Extrusión	74
4.14. Piñón para el movimiento de flexión-extensión	74
4.15. Engranaje para el movimiento de flexión-extensión	75
4.16. Sistema de engranaje para el movimiento de flexión-extensión	75
4.17. Piñón para el movimiento de pronación-supinación	75
4.18. Engranaje para el movimiento de pronación-supinación	76
4.19. Engranaje para la parte media del antebrazo	76
4.20. Sistema de engranaje para el movimiento de pronación-supinación	77
4.21. Ensamble del prototipo	78
4.22. Prototipo exoesqueleto	78
5.1. Diagrama de bloques	79
5.2. Construcción exitosa	81



5.3. Ubicación del brazo para referencia cero del brazalete .	82
5.4. Señales del brazalete Myo	83
5.5. Posición de rehabilitación pronación-supinación	84
5.6. Ubicación del brazalete Myo	85
5.7. Rotación en supinación	85
5.8. Rotación en pronación	86
5.9. Formas de onda de los canales A y B del encoder . . .	89
6.1. (a) Posición para rehabilitación. (b) Ubicación del brazalete	95
6.2. (a) Posición exoesqueleto. (b) Posición brazalete . . .	96
6.3. Resultado del movimiento de flexión-extensión	96
6.4. Comparación de las señales del movimiento de flexión-extensión	97
6.5. Diferencia de tiempo entre las señales	97
6.6. Diferencia de grados entre las señales	98
6.7. Movimiento de pronación. (a) Exoesqueleto. (b) Brazalete Myo	98
6.8. Resultado del movimiento de pronación	99
6.9. Movimiento de supinación. (a) Exoesqueleto. (b) Brazalete Myo	99
6.10. Resultado del movimiento de supinación	99
A.1. Arduino mega 2560	108
B.1. Diagrama de flujo	109
D.1. Pololu dual VNH5019 Motor driver	114
E.1. Ventana de inicio	115
E.2. Activación de botones	116
E.3. Error en la conexión	116
E.4. Visualización de datos	117
E.5. Error de conexión con la placa Arduino	117
E.6. Datos de rehabilitación	118



Índice de tablas

3.1. Parámetros Denavit-Hartenberg	57
3.2. Rangos de movimiento de la articulación del codo . . .	61
4.1. Relación entre el peso de las partes del brazo con el peso corporal	68
4.2. Características de los motores	69
4.3. Relación del número de dientes	73

UNIVERSIDAD DE CUENCA
desde 1867



Yo, *Carlos Israel Macao Campoverde*, autor de la tesis *Diseño e implementación de un prototipo de exoesqueleto destinado a la rehabilitación de codo*, certifico que todas las ideas, opiniones, y contenidos expuestos en la presente investigación, son de exclusiva responsabilidad de sus autores.

Cuenca, Agosto 2016.

Carlos Israel Macao Campoverde
C.I. 0105450894



Yo, *Juan Marcelo Nacipucha Nacipucha*, autor de la tesis *Diseño e implementación de un prototipo de exoesqueleto destinado a la rehabilitación de codo*, certifico que todas las ideas, opiniones, y contenidos expuestos en la presente investigación, son de exclusiva responsabilidad de sus autores.

Cuenca, Agosto 2016.

Juan Marcelo Nacipucha Nacipucha
C.I. 0106052715



Yo, *Carlos Israel Macao Campoverde*, autor de la tesis *Diseño e implementación de un prototipo de exoesqueleto destinado a la rehabilitación de codo*, reconozco y acepto el derecho de la Universidad de Cuenca, en base al Art. 5 literal c) de su Reglamento de Propiedad Intelectual, de publicar este trabajo por cualquier medio conocido o por conocer, al ser este requisito para la obtención de mi título de *Ingeniero en Electrónica y Telecomunicaciones*. El uso que la Universidad de Cuenca hiciera de este trabajo, no implicará afección alguna de mis derechos morales o patrimoniales como autor.

Cuenca, Agosto 2016.

Carlos Israel Macao Campoverde
C.I. 0105450894



Yo, *Juan Marcelo Nacipucha Nacipucha*, autor de la tesis *Diseño e implementación de un prototipo de exoesqueleto destinado a la rehabilitación de codo*, reconozco y acepto el derecho de la Universidad de Cuenca, en base al Art. 5 literal c) de su Reglamento de Propiedad Intelectual, de publicar este trabajo por cualquier medio conocido o por conocer, al ser este requisito para la obtención de mi título de *Ingeniero en Electrónica y Telecomunicaciones*. El uso que la Universidad de Cuenca hiciere de este trabajo, no implicará afección alguna de mis derechos morales o patrimoniales como autor.

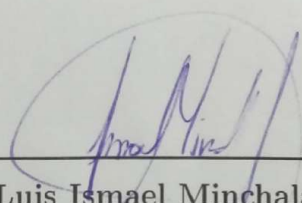
Cuenca, Agosto 2016.

Juan Marcelo Nacipucha Nacipucha
C.I. 0106052715



CERTIFICO

Que el presente proyecto de tesis: Diseño e implementación de un prototipo de exoesqueleto destinado a la rehabilitación de codo fue dirigido por mi persona.



Ing. Luis Ismael Minchala Ávila, PhD.
Director de Tesis



Agradecimientos

En primer lugar queremos agradecer a Dios por brindarnos fuerza y sabiduría para culminar esta carrera. A nuestros Padres por brindarnos todo su apoyo incondicional durante toda nuestras vidas. A nuestras familias y amigos por apoyarnos y compartir todos los momentos en este camino de nuestra formación profesional. Un agradecimiento especial para nuestro director de tesis, Dr. Ismael Minchala, por su tiempo invertido y los conocimientos aportados en nuestro proyecto. Un agradecimiento también para nuestros amigos Andrés Ordóñez y Juan Pablo Loja, por la guía y apoyo en este trabajo. Finalmente a todos quienes de una manera u otra estuvieron ayudándonos en nuestra tesis y vida universitaria.

Israel y Juan.



Dedicatoria

Este trabajo va dedicado a toda mi familia y amigos. De manera especial a mis padres Carlos y Mercedes, a mis hermanos Pedro, Juan y Betsabe por siempre brindarme su apoyo y consejos, que supieron guiarme a lo largo de este camino.

Israel Macao.

Dedico este trabajo a mis padres Luis y Rosa, por estar siempre a mi lado brindándome su consejo, paciencia y confianza para cumplir las metas que me he propuesto. A mis hermanos Elizabeth y Paúl, por su apoyo incondicional, que con sus palabras me impulsan a seguir en este largo camino de mi vida. A mis amigos, que han estado siempre presentes, compartiendo momentos buenos y malos durante esta etapa de mi vida.

Juan Nacipucha.



Capítulo 1

INTRODUCCIÓN

1.1. Antecedentes

El auge de la tecnología médica ha provocado que la comunidad científica investigue y desarrolle sistemas robóticos destinados a la rehabilitación y asistencia de personas que sufran cierto nivel de discapacidad o daño en sus funciones motrices, especialmente extremidades.

En el Ecuador, de acuerdo a los datos recolectados por el CONADIS (Consejo nacional para la igualdad de discapacidades) y publicados en el 2015, existen en el país 416177 personas que sufren algún tipo de discapacidad de los cuales 203880 personas padecen de discapacidad física motriz. Considerando el alto número de personas con discapacidad, es necesario a través de la tecnología ofrecer alternativas en rehabilitación que puedan brindarse en centros de salud y hospitales. No todos los centros de asistencia poseen equipamiento y personal capaz de solventar una alta demanda de pacientes, es por eso, que es necesario el uso de equipos que complementen o ayuden a tratar pacientes. Una buena opción de apoyo es el uso de equipos electrónicos como prótesis, exoesqueletos, entre otros.

Este trabajo presenta el diseño e implementación de un prototipo de exoesqueleto para la rehabilitación de una extremidad superior, específicamente sobre la movilidad del codo, ya que es una de las articulaciones esenciales de la extremidad y es propensa a sufrir lesiones o daños. Estos trastornos pueden ser provocados debido a accidentes, parálisis cerebrales y/o enfermedades congénitas que provocan una parálisis total o parcial de la extremidad.



1.2. Objetivos

1.2.1. Objetivo general

Diseñar e implementar un prototipo de exoesqueleto de codo para rehabilitación de pacientes con parálisis parcial de la extremidad. El proceso de rehabilitación por medio del exoesqueleto permitirá mejorar la fuerza y movimiento motriz de la extremidad.

1.2.2. Objetivos específicos

- Desarrollar las ecuaciones cinemáticas para la elaboración del prototipo.
- Diseñar el sistema mecánico del exoesqueleto.
- Construir el prototipo para realizar pruebas.
- Procesar y acoplar las señales del brazalete de control de gestos Myo, para el control del prototipo.
- Diseñar un control avatar para un manejo remoto del exoesqueleto.
- Evaluar el desempeño del prototipo.

1.3. Estado del arte

El creciente interés por desarrollar mecanismos electrónicos y robóticos que permitan ayudar al ser humano en su vida cotidiana y en su subsistencia, ha hecho que la investigación de exoesqueletos y robots de asistencia sea amplia. Existen varios proyectos de desarrollo de exoesqueletos robóticos para extremidades, con propósitos diferentes en asistencia, aplicación y diseño.

Los exoesqueletos pertenecen a un grupo de robots denominados robots usables (*Wearable Robots*), que son robots utilizados como prendas que van pegadas al cuerpo. A esta gama de robots se los puede dividir en 3 grupos importantes que son: robots ortópticos, que reemplazan una extremidad perdida, robots prostéticos, utilizados para rehabilitación de extremidades atrofiadas o dañadas, y robots extensores, utilizados para reforzar las habilidades de la extremidad a la que se encuentre unida [17].

Investigadores y empresas se encuentran trabajando en varios prototipos de exoesqueletos, y en algunos casos ya se los puede encontrar en el mercado. A continuación, se presentan algunos proyectos en ejecución.

El proyecto PowerLoader, apoyado por una subsidiaria de Panasonic, trabaja sobre exoesqueletos de potencia que podrían ser utilizados en situaciones de emergencia, construcciones, plantas nucleares, etc. En el 2013 se presentó el primer prototipo de un exoesqueleto de cuerpo completo (ver Figura 1.1) utilizado con propósitos de rehabilitación y asistencia para realizar trabajos pesados, ya que este puede levantar hasta 100 kilos y caminar a 8 kilómetros por hora [1].



Figura 1.1: Exoesqueleto PLL01, proyecto PowerLoader [1]

Cyberdyne es una de las principales empresas que trabajan en la investigación y desarrollo de exoesqueletos, con sede en Japón y dirigida por el Dr. Yoshiyuki Sankai, desarrollaron los exoesqueletos de Extremidad Asistencial Híbrido HAL (Hybrid Assistive Limb) (ver Figura 1.2), que son usados para asistencia de personas con discapacidad motriz, y también para realizar trabajos en los que se necesite un esfuerzo adicional evitando daños o lesiones en el momento de realizar actividades. Los exoesqueletos HAL usan sensores adjuntos a la piel para detectar los impulsos nerviosos y mover las articulaciones del exoesqueleto. Cuentan con baterías capaces de brindar autonomía durante 5 horas realizando actividades normales de uso. Actualmente es usado por personas con músculos débiles y personas con discapacidades causadas por un derrame cerebral y/o daño en la médula espinal [2].

Exoesqueletos con fines militares son desarrollados por la empresa estadounidense Raytheon, específicamente el Raytheon XOS 2 (ver Figura 1.3), que fue presentado en el año 2010 y se encuentra en constante desarrollo hasta la actualidad. El exoesqueleto pesa aproximadamente 95 kilogramos y permite levantar un peso cercano a los 100 kilogramos por largos periodos sin sentir presión; a pesar



Figura 1.2: Exoesqueleto HAL desarrollado por CyberdyneHAL [2]

de su peso permite una movilidad ágil, al igual que realizar actividades complejas como subir escaleras, rampas, superficies irregulares o patear balones. Su sistema de fuerza está basado en un sistema de presión hidráulica. La desventaja de este exoesqueleto es la falta de autonomía en su batería, pues en la actualidad aún necesita de alimentación externa para su funcionamiento [3].



Figura 1.3: Exoesqueleto Raytheon XOS 2 [3]

Otro dispositivo que se puede nombrar en el área militar es el exoesqueleto HULC (ver Figura 1.4), desarrollado por la empresa estadounidense Lockheed Martin. Está compuesto por un sistema hidráulico que permite mover cargas de hasta 200 libras por largos periodos y sobre todo tipo de terreno. Cuenta con un microcontrolador que permite una interacción con la persona que lo usa, además cuenta con un sistema de gestión de la batería, permitiendo movilidad por largos periodos. Lockheed Martin también está explorando diseños de exoesqueleto para uso industrial y una variedad más amplia de aplicaciones específicas en la área militar [4].

Según Chris Melhuish, director del Laboratorio de Robótica de Bristol, los



Figura 1.4: Exoesqueleto HULC desarrollado por Lockheed Martin Inc. [4]

exoesqueletos tendrán un lugar en el futuro de la robótica en aquellos casos en que aún se necesitan a seres humanos para dirigir o controlar un dispositivo robótico o responder rápidamente a riesgos o cambios ambientales. Melhuish en una entrevista para la BBC dijo: “Los exoesqueletos pueden tener una función médica reparadora, o ampliar las funciones humanas, como es el caso de los sistemas militares, los servicios de rescate o los de las fábricas, para mover objetos grandes o pesados”. También acotó que aún hay tres temas principales a desarrollar que son: sistemas de control, materiales, y en especial los sistemas de energía, ya que es necesario tener fuentes autónomas para no depender de cables [18].

1.4. Contribuciones de la tesis

En este trabajo se presenta una alternativa a las terapias de rehabilitación convencionales, para lo cual se diseñó e implementó un prototipo de exoesqueleto para el codo capaz de asistir en las funciones motoras del brazo en una persona con limitación funcional. Este prototipo se enfoca en mejorar la fuerza y movimiento motriz de la extremidad. El exoesqueleto tiene dos grados de libertad, los mismos que permiten reforzar los movimientos de flexión-extensión entre el brazo y el antebrazo, al igual que los movimientos de pronación-supinación en el antebrazo.

Para las terapias se diseñó un control avatar, que responde a las señales emitidas por el brazalete de control de gestos Myo, el exoesqueleto imita el movimiento del brazo de la persona que lo controle.

Capítulo 2

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1. Biomecánica de la extremidad superior del ser humano

La biomecánica se define como la ciencia que estudia la estructura mecánica en los seres vivos, fundamentalmente en el cuerpo humano. Se conoce también como la ciencia que aplica las leyes del movimiento al aparato locomotor [19]. La biomecánica se apoya en los conocimientos de ciencias como la mecánica, ingeniería, anatomía, fisiología y otras disciplinas necesarias para estudiar el comportamiento del cuerpo humano.

El miembro superior está compuesto por cuatro partes como se indica en la Figura 2.1, el hombro, el brazo, el antebrazo y la mano [5].

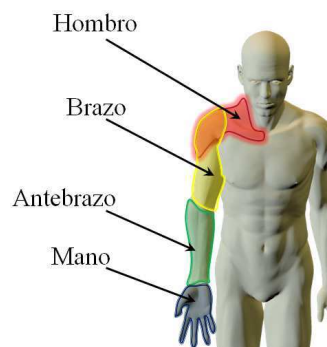


Figura 2.1: Partes principales del miembro superior [5]

El miembro superior es considerado como un mecanismo de cadena abierta que cuenta con cuatro eslabones. Dichos eslabones son el brazo, antebrazo, mano y tórax, donde el último representa la base [20].

El miembro superior es una de las extremidades con más movilidad del cuerpo humano ya que cuenta con articulaciones y tiene la capacidad de sujetar y manipular objetos a través de la mano [6].

El codo está relacionado con el brazo y el antebrazo. El brazo está compuesto por el húmero y el antebrazo está compuesto por el radio y el cúbito. Las articulaciones que ayudan al movimiento del codo se llaman humerocubital, humeroradial y radiocubital proximal como se muestra en la Figura 2.2 [6].

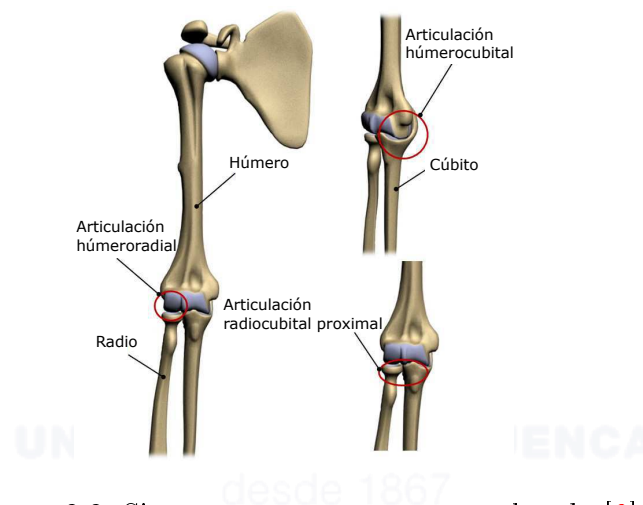


Figura 2.2: Sistema óseo que compone al codo [6]

2.1.1. Movilidad articular del miembro superior

La descripción del movimiento del miembro superior hombro, codo y antebrazo se presenta sobre planos alrededor de los ejes longitudinales y se conoce como planimetría. La planimetría mide y da referencia a los movimientos articulares a partir de las posiciones anatómica y de referencia cero, como posición inicial [6].

La posición anatómica del cuerpo humano, es la posición de referencia de un cuerpo humano sano que se utiliza para estudiar anatomía. En esta posición las palmas de las manos miran hacia adelante, el tronco se encuentra extendido y las extremidades inferiores rectas como se muestra en la Figura 2.3(a). La posición de referencia cero conocida también como posición neutra, es una posición humana de referencia que se usa como punto de inicio para realizar la medición goniométrica. En esta posición, el individuo se encuentra parado de frente con la mirada hacia adelante, y los brazos extendidos con las palmas de las manos volteadas hacia adentro como se indica en la Figura 2.3(b) [21].

El objetivo de la posición de referencia cero es que todas las articulaciones se encuentren en una posición inicial de 0° , permitiendo medir el rango de movilidad

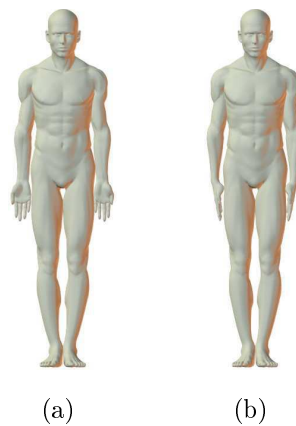


Figura 2.3: Posición del cuerpo humano [6]. (a) Posición anatómica. (b) Posición de referencia cero

de cada articulación. Los rangos de movilidad se dan sobre tres planos principales que dividen al cuerpo humano, estos planos se conocen como sagital, frontal y transversal, ver Figura 2.4 [5]. El plano sagital divide al cuerpo en una parte derecha y en otra izquierda, el plano frontal divide al cuerpo en una parte anterior y otra posterior y el plano transversal divide al cuerpo en una parte superior y otra inferior [6].

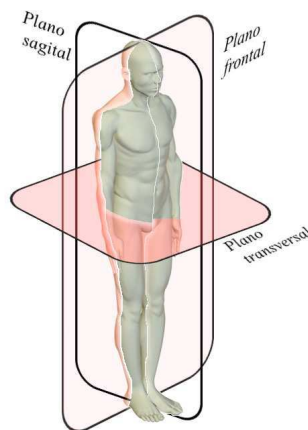


Figura 2.4: Planos que dividen al cuerpo humano [5]

2.1.2. Hombro

El hombro tiene 3 grados de libertad (GdL) [5]. En la presente tesis se va a considerar un solo grado de libertad y el movimiento del hombro se considera pasivo para el diseño del exoesqueleto. El movimiento de flexión tiene un rango

de 0° a 180° y el movimiento de extensión tiene un rango de 0° a 40° como se puede observar en la Figura 2.5 [5].

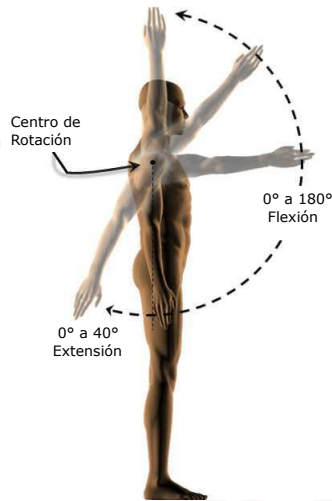


Figura 2.5: Movimiento de flexión-extensión en el hombro [5]

2.1.3. Codo

Esta articulación une el brazo con el antebrazo [22], cuenta con 2 GdL. El primero es el de flexión-extensión cuyo rango de movilidad es de 0° a $140^\circ - 145^\circ$ máximo como se observa en la Figura 2.6.

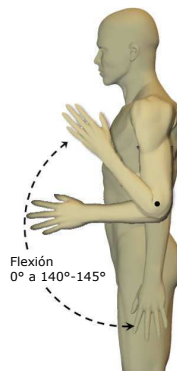


Figura 2.6: Movimiento de flexión-extensión en el codo [5]

El segundo movimiento es el de pronación-supinación. El movimiento de pronación se da cuando la palma de la mano se dirige hacia arriba con un rango de 0° a 90° , y el de supinación se da cuando la palma de la mano se dirige hacia abajo con un rango de 0° a 85° como se indica en la Figura 2.7 [5]. El movimiento de pronación-supinación del antebrazo gira sobre su propio eje [19].

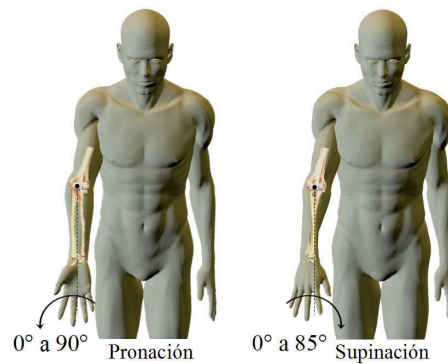


Figura 2.7: Movimiento de pronación-supinación en el codo [5]

2.2. Rehabilitación robótica

La rehabilitación robótica es un campo multidisciplinario que se dedica a la rehabilitación de personas discapacitadas con limitación funcional. Para ello hace uso de la robótica aplicada, tecnologías emergentes y áreas de la salud [6].

La rehabilitación robótica incluye una gran cantidad de dispositivos mecánicos, desde extremidades artificiales hasta robots para apoyar las terapias de rehabilitación o para brindar asistencia personal en hospitales o en residencias [23]. En la Figura 2.8 se observa la integración de diversas disciplinas, conceptos y tecnologías para producir una rehabilitación automatizada [6].

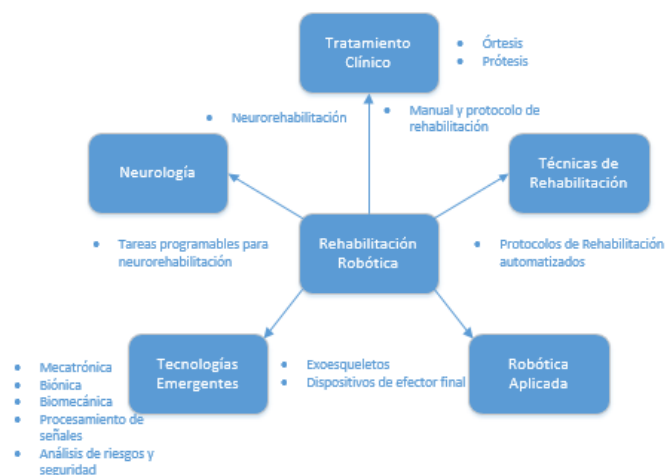


Figura 2.8: Campos de la rehabilitación robótica

Este concepto requiere de conocimiento y comprensión de las ciencias médicas, de la rehabilitación y de la ingeniería. Las ciencias médicas y la rehabilitación se encargan del conocimiento neuromuscular, el aprendizaje motor y el proceso

de neurorecuperación. La ingeniería se encarga del diseño y control de la interfaz humano-máquina en general. La meta de estas ciencias es el análisis de la generación de fuerzas y movimientos del paciente [24].

El análisis del rango de movilidad de la extremidad es de mucha importancia para el diseño de los exoesqueletos, y es por esto que, la rehabilitación robótica permite la descripción de la movilidad humana, de esta manera, es posible proponer modelos de exoesqueletos que sean capaces de proveer la movilidad natural de la extremidad [6].

Con la inclusión de escenarios virtuales y retroalimentación de fuerza en la rehabilitación robótica, se puede mejorar en gran medida la información y la estimulación hacia el paciente, ya que los escenarios virtuales y la retroalimentación de fuerza motivan al paciente, y de esta manera se logra una estimulación sensorial fundamental en la recuperación del paciente [25].

2.3. Exoesqueletos

Según [26] un exoesqueleto es un mecanismo estructural externo, cuyas articulaciones y enlaces corresponden a las del cuerpo humano. Los exoesqueletos permiten la transferencia directa de energía mecánica y el intercambio de información. Además, el exoesqueleto debe ser ajustable y adaptable con el propósito de alinear sus articulaciones con los centros de rotación de las articulaciones del cuerpo humano [27].

2.3.1. Exoesqueletos para la rehabilitación del miembro superior

En la rehabilitación robótica del miembro superior existen dos configuraciones principales. La primera se llama de efector final y tiene un único punto de contacto con el paciente como se muestra en la Figura 2.9(a). La segunda configuración se conoce como exoesqueleto de base fija, esta configuración está diseñada para trabajar directamente con los segmentos y articulaciones de la extremidad, esto permite realizar mediciones directamente en cada una de las articulaciones (ver Figura 2.9(b)) [28].

A continuación se describen algunos de los dispositivos de efector final usados para la rehabilitación del miembro superior.

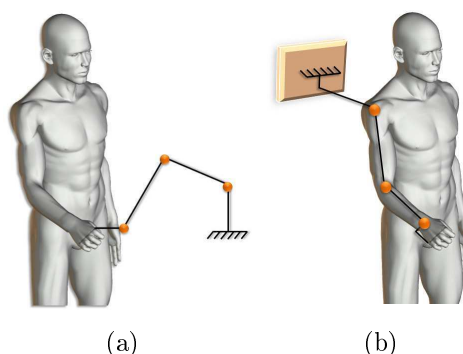


Figura 2.9: Configuraciones de robots para rehabilitación [5]. (a) De efector final
(b) Exoesqueleto de base fija

Phantom Premium

Es un dispositivo háptico de 3 GdL que permite la movilidad del efector final en el espacio de tres dimensiones. Ha sido aplicado con pacientes de accidentes cerebrovasculares y se ha obtenido resultados positivos a través de estrategias de neurorehabilitación y control [6] (ver Figura 2.10).

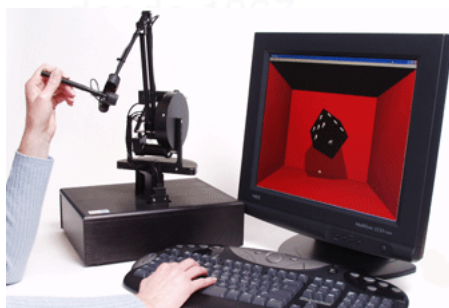


Figura 2.10: PHANTOM Premium 1.5 [7]

MIT-Manus

Es un dispositivo de 3 GdL, dos de ellos actuados (ver Figura 2.11) [6]. Este dispositivo planar de tipo SCARA, consta de 2 GdL para movilizar en el plano y un grado de libertad pasivo para la orientación de la mano, es utilizado para guiar a través de ejercicios terapéuticos en un entorno virtual, orientado a pacientes con accidente cerebrovascular. La constante evaluación de paciente se realiza a través del análisis de datos.

A continuación se describen algunos de los dispositivos de exoesqueletos de base fija usados para la rehabilitación del miembro superior.

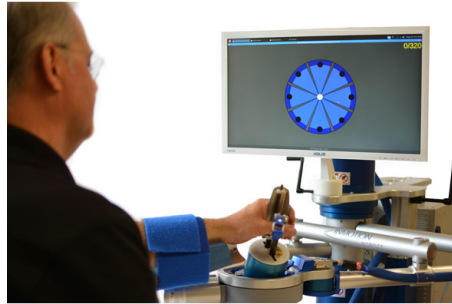


Figura 2.11: MIT-Manus [8]

LIMPACT

LIMPACT es un exoesqueleto desarrollado para ser utilizado en la identificación de las propiedades de reflejo del brazo en pacientes con accidentes cerebrovasculares. La información sobre los reflejos articulares ayuda en el diseño óptimo de programas de terapia específica del paciente. El LIMPACT es transparente de forma dinámica mediante la combinación de un esqueleto ligero, con alta potencia en relación al peso de los actuadores. Está soportado por un mecanismo de equilibrio de peso pasivo para compensar el peso del exoesqueleto y el brazo humano. Varios mecanismos de auto-alineación de los ejes de articulación permiten que los pacientes se alineen con los ejes del exoesqueleto de tal forma que garantizan la seguridad. En la Figura 2.12 se observa su estructura, que consta de un enlace de soporte de peso pasivo conectado al bastidor de base azul que soporta el exoesqueleto, y permite a la base del exoesqueleto trasladarse pero no girar. Cuatro motores hidráulicos de rotación grises están conectados con mangueras naranjas a la unidad de bomba hidráulica [9].

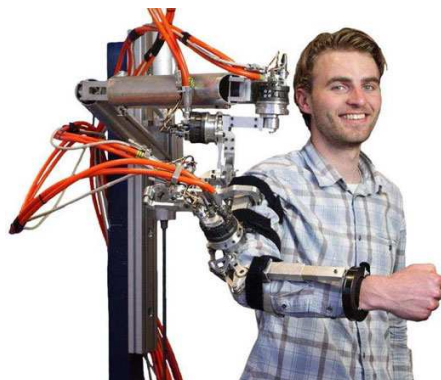


Figura 2.12: LIMPACT [9]

NEUROExos

El diseño de NEUROExos (ver Figura 2.13) se centró en tres soluciones que permiten su uso para la rehabilitación física después de un accidente cerebro vascular. En primer lugar, los enlaces de doble caparazón permiten una interfaz hombre-robot física ergonómica y, en consecuencia, una interacción cómoda. En segundo lugar, un mecanismo pasivo de cuatro grados de libertad, incrustado en el enlace, permite que el codo del usuario y los ejes del robot estén constantemente alineados durante el movimiento. Por último, un sistema de actuación antagónica de impedancia variable permite al NEUROExos ser controlado con dos estrategias alternativas: la primera es el modo de rehabilitación con el robot a cargo y la segunda es el modo de rehabilitación de los pacientes a cargo [10].

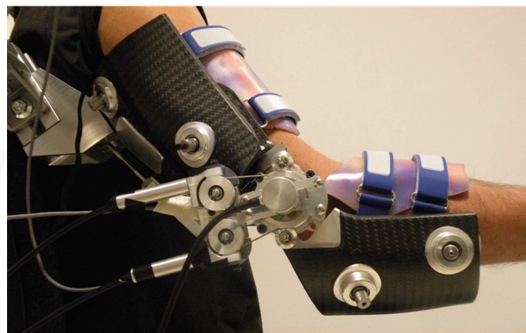


Figura 2.13: NEUROExos [10]

Exoesqueleto de 7 GdL

El exoesqueleto presentado en [11], es un exoesqueleto de 7 GdL, que muestra la movilidad completa del miembro superior, con 3 GdL para el movimiento del hombro, 2 GdL para el movimiento del codo y antebrazo, y 2 GdL para el movimiento de la muñeca. Este exoesqueleto trabaja con la movilidad del hombro, codo y antebrazo, ya que de estas articulaciones depende la mayor parte de la movilidad del miembro superior, sin embargo, aún muestra limitada la movilidad del hombro debido a que no se considera el movimiento del centro instantáneo de la articulación glenohumeral, es decir, la movilidad de la cintura escapular no es considerada. En la Figura 2.14 se observa el exoesqueleto, éste permite los siguientes rangos de movilidad del miembro superior:

- Movimiento de aducción-abducción del hombro.

- Movimiento de flexión-extensión del hombro.
- Rotación interna-externa del hombro.
- Movimiento de flexión-extensión del codo.
- Movimiento de pronación-supinación del antebrazo.
- Movimiento de flexión-extensión de la muñeca
- Desviación radial-cubital de la muñeca.

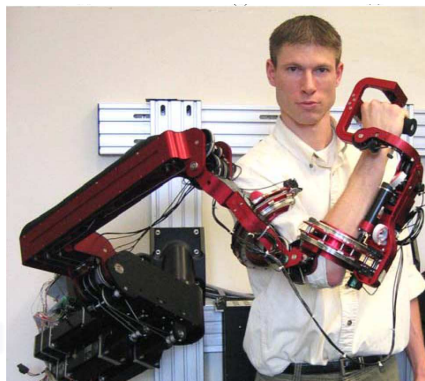


Figura 2.14: Exoesqueleto de 7 GdL [11]

2.4. Aplicaciones de los exoesqueletos robóticos

Los dispositivos robóticos han sido de mucha utilidad en diferentes campos tales como, la tele-medicina, tele-operación, amplificadores de potencia, asistencia a personas con lesiones motoras y en investigación neuromotora [27].

Los exoesqueletos robóticos tienen muchas áreas de aplicación. Por ejemplo, en la milicia son de gran ayuda para aumentar la fuerza y velocidad. En la medicina sirven para asistencia al movimiento de personas con problemas motrices y discapacidad física. En la área de rehabilitación también juegan un rol importante para pacientes con accidentes cerebrovasculares como se mencionó en la Sección 2.3.1.

2.4.1. Amplificadores de Potencia

El principal objetivo de este tipo de exoesqueleto, es aumentar la capacidad física para levantar mayores pesos [27].

En este exoesqueleto mientras la persona suministra señales de control al exoesqueleto el dispositivo proporciona gran parte de la potencia necesaria para llevar a cabo la tarea. La persona llega a ser parte del sistema y percibe una versión reducida de la fuerza externa ejercida por el exoesqueleto debido a mecanismos de reflexión de fuerzas [27]. El exoesqueleto XOS 2 desarrollado por la empresa Raytheon, mencionado en la Sección 1.3, es utilizado como un amplificador de potencia.

2.4.2. Asistencia y compensación funcional

Desde el comienzo de la robótica moderna el uso de robots para la asistencia ha sido considerado por los investigadores. Las personas con problemas neuromusculares pueden perder la capacidad de realizar diversas actividades diarias debido a la debilidad muscular por el proceso de envejecimiento. Para el caso de asistencia y compensación funcional, el exoesqueleto robótico se comporta como un dispositivo ortésico, que asiste o aumenta el movimiento de una persona. El paciente envía señales de control al dispositivo, mientras el exoesqueleto proporciona gran parte de la potencia mecánica para llevar a cabo la actividad. Además, permite un mejor control de los miembros para personas con problemas neuromotores [27]. Como se mencionó en la Sección 1.3, la empresa Japonesa Cyberdyne Inc. diseñó el exoesqueleto HAL, para este propósito.

2.4.3. Recuperación de desastres

Cada año mueren alrededor de un millón de personas por desastres [29]. Es por este motivo que los robots cumplen un papel importante en tareas de salvamento y recuperación ante desastres. Los desastres provocados por terremotos, tsunamis, huracanes, tornados y tormentas requieren la intervención de mano de obra humana para su recuperación. Para proteger a dichas personas el robot está siendo creado con la finalidad de realizar trabajos de recuperación de desastres en sitios peligrosos para los humanos, como plantas nucleares dañadas, entre otros. Específicamente los exoesqueletos ayudan a este propósito ya que brindan seguridad y dotan de fuerza a los usuarios para realizar las actividades.

La empresa Cyberdyne Inc también se encuentra trabajando en exoesqueletos para este tipo de aplicaciones. La Figura 2.15 muestra el exoesqueleto HAL para la recuperación de desastres, con el fin de ayudar a la actividad humana en ambientes devastados, equipa el marco de todo el cuerpo y está hecho de titanio y CFRP

(Fibra de Carbono Reforzada con Polímero), una chaqueta de protección contra la radiación, un sistema de refrigeración por agua y un sistema de detección de vital importancia. Debido a su estructura modular, fácilmente se puede poner y quitar en aproximadamente un minuto y es operable para actividades sobre un terreno irregular en todo tipo de clima [12].



Figura 2.15: Exoesquelto HAL para recuperación de desastres [12]

2.5. Cuaternios

Los cuaternios fueron definidos por William Rowan Hamilton y comúnmente son utilizados para trabajar con giros y orientaciones. Una definición formal de un cuaternio según [13], dice que, un cuaternio Q está constituido por cuatro componentes (q_0, q_1, q_2, q_3) que representan las coordenadas del cuaternio en una base $\{e, i, j, k\}$. La parte escalar del cuaternio viene dada por la componente $e : q_0$, y la parte vectorial por el resto de componentes. Quedando un cuaternio representado como:

$$Q = [q_0, \quad q_1, \quad q_2, \quad q_3] = [s, \mathbf{v}] \quad (2.1)$$

donde s representa la parte escalar y \mathbf{v} la parte vectorial.

2.5.1. Aplicación de los cuaternios

Los cuaternios son utilizados en la robótica, la navegación y otros. Debido a sus propiedades son aplicados para la representación y composición de rotaciones. En términos computacionales los cuaternios son simples y económicos [13, 30].

Por ejemplo, para los cálculos con rotaciones, los cuaternios ofrecen la ventaja de requerir sólo 4 números de almacenamiento, en comparación con los 9 números de las matrices ortogonales. Para la composición de rotaciones se requiere 16 multiplicaciones y 12 adiciones usando cuaternios, pero se requiere 27 multiplicaciones y 18 adiciones usando la representación de matriz [31].

Para la representación y composición de rotaciones, primero se define el cuaternio que represente un giro θ sobre un eje \mathbf{k} como:

$$Q = Rot(\mathbf{k}, \theta) = \left(\cos \frac{\theta}{2}, \mathbf{k} \sin \frac{\theta}{2} \right) \quad (2.2)$$

Luego para la aplicación de la rotación del cuaternio Q a un vector \mathbf{r} , viene dado por el producto:

$$Q \circ (0, \mathbf{r}) \circ Q' \quad (2.3)$$

De ésta manera la composición de rotaciones con cuaternios resulta fácil como multiplicar y sumar cuaternios entre sí. Esta es la principal ventaja de los cuaternios [13].

2.6. Ángulos de Euler

Los ángulos de Euler son usados comúnmente para la representación de orientación en espacios tridimensionales. Formalmente se definen como: En todo sistema rotado OUVW solidario al cuerpo cuya orientación se quiere describir, puede definirse con respecto al sistema origen OXYZ mediante ϕ, θ, ψ , denominados ángulos de Euler [13]. Según los ejes sobre los cuales se realice los giros, existen 24 posibilidades de definir los ángulos de euler, de los cuales, la representación usada para este trabajo, se conoce como roll, pitch y yaw, que se describe a continuación.

2.6.1. Roll, pitch, yaw (alabeo, cabeceo, guiñado)

También llamados ángulos de navegación ya que generalmente se los utiliza en aeronáutica. Partiendo de los sistemas OXYZ y OUVW, se puede colocar al sistema OUVW en cualquier orientación siguiendo los siguientes pasos [13]:

- Girar el sistema OUVW un ángulo ψ con respecto al eje OX. Se denomina yaw o guiñado.
- Girar el sistema OUVW un ángulo θ con respecto al eje OY. Se denomina pitch o cabeceo.

- Girar el sistema OUVW un ángulo ϕ con respecto al eje OZ. Se denomina roll o alabeo.

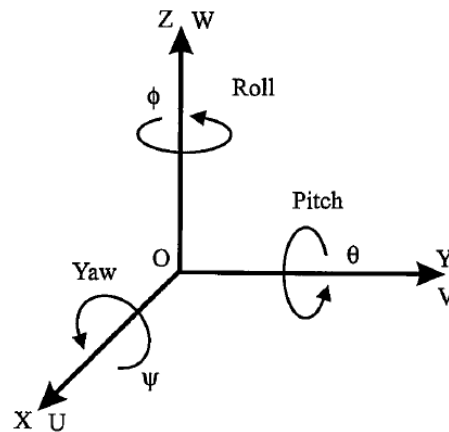


Figura 2.16: Ángulos de Euler: roll, pitch, yaw [13]

2.7. Brazaletes Myo

El brazalete Myo (Figura 2.17) es un dispositivo portátil desarrollado por Thalmic Labs, que lee las actividades eléctricas de los músculos para el control de gestos y control de movimiento permitiendo tomar el control de un teléfono, computadora y otras tecnologías [14, 16].



Figura 2.17: Brazaletes Myo [14]

2.7.1. Características físicas del brazalete Myo

La imagen de la Figura 2.18 muestra los principales componentes del brazalete Myo [15].

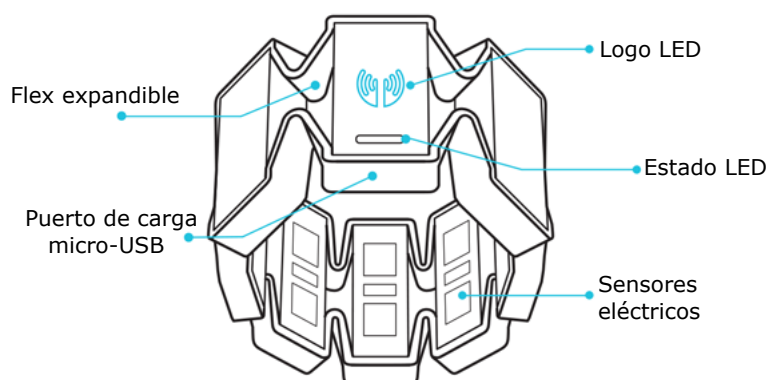


Figura 2.18: Partes del brazalete Myo [15]

Los ocho segmentos de carcasa expandible del brazalete Myo están conectados con material elástico que permite que se expandan y contraigan, de tal manera que el brazalete Myo puede adaptarse cómodamente en la fisiología única de cada usuario. Los sensores eléctricos miden las señales eléctricas que viajan a través del brazo del usuario, y el brazalete Myo las traduce en poses y gestos. Estos sensores son de acero inoxidable del grado médico EMG (Electromiográficas), además contiene nueve ejes IMU (Unidad de Medición Inercial) de alta sensibilidad que contiene giroscopio de tres ejes, acelerómetro de tres ejes y magnetómetro de tres ejes. El puerto de carga USB permite cargar la batería interna del brazalete Myo utilizando un adaptador de corriente USB o un puerto USB convencional en un equipo. El logotipo LED muestra el estado de sincronización del brazalete Myo. El LED parpadea cuando el brazalete Myo no está sincronizado. El LED permanece encendido cuando se realiza el gesto de sincronización con éxito y el brazalete Myo se sincroniza con el brazo. Además contiene un procesador ARM Cortex M4 y una retroalimentación háptica de vibraciones cortas, medias y largas. Este brazalete es compatible con dispositivos Windows: Windows 7, 8 y 10. Dispositivos MAC: OS X 10.8 y otros sistemas operativos como IOS y Android. El brazalete Myo se conecta a un dispositivo (por ejemplo un computador, tableta o teléfono inteligente) a través de Bluetooth 4.0 de bajo consumo energético.

2.7.2. Brazalete Myo para desarrolladores

El brazalete Myo ofrece dos tipos de datos a una aplicación, los datos espaciales y los datos gestuales [15].

Los datos espaciales informa a la aplicación sobre la orientación y el movimiento del brazo del usuario. El SDK (Paquete de desarrollo de software) Myo ofrece dos tipos de datos espaciales, la orientación y vector de aceleración:

- Una orientación representa la forma en la que el brazalete Myo está apuntando. En el SDK esta orientación se proporciona como un cuaternión que se puede convertir en otras representaciones, como una matriz de rotación o ángulos de Euler.
- Un vector de aceleración representa la aceleración del brazalete Myo que está experimentando en cualquier momento. El SDK proporciona esto como un vector tridimensional.

Los datos gestuales indican a la aplicación lo que el usuario está haciendo con sus manos. El SDK Myo proporciona datos gestuales en forma de una de las varias poses preestablecidas, que representan una configuración particular de la mano del usuario. Por ejemplo, una pose representa la mano haciendo un puño, mientras que otra representa la mano estando en reposo con la palma abierta. La Figura 2.19 muestra los tipos de gestos que reconoce el brazalete Myo. Las Figuras 2.20



Figura 2.19: Gestos detectados por el brazalete Myo [14]

y 2.21 muestran las gráficas de las señales IMU y EMG que proporciona dicho brazalete.

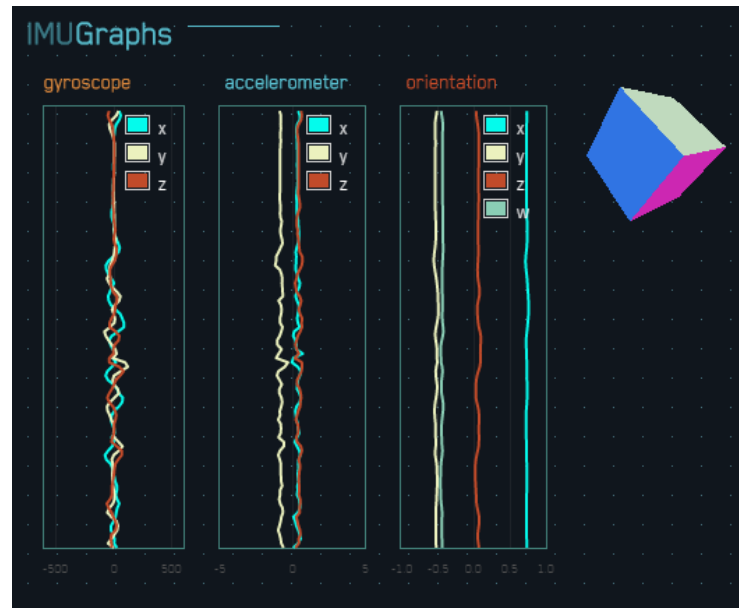


Figura 2.20: Señales IMU [14]

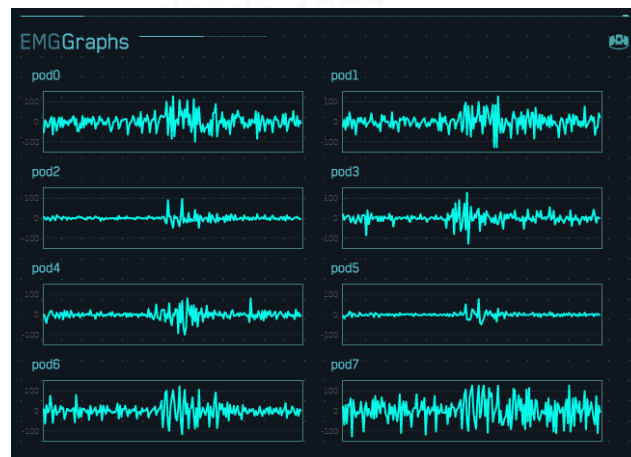


Figura 2.21: Señales EMG [14]

2.7.3. Aplicaciones con el brazalete Myo

El brazalete Myo tiene aplicación dentro de los campos de la ingeniería, investigación, medicina, entretenimiento y educación. A continuación se menciona brevemente algunas de las aplicaciones que se han desarrollado con el brazalete Myo dentro del campo de la medicina.

Prótesis

En la Universidad Johns Hopkins, un paciente es portador de una prótesis de brazo unido directamente a su esqueleto, y utiliza dos brazaletes Myo en su antebrazo con el fin de detectar la actividad eléctrica de los músculos. El brazalete Myo tiene sensores de electromiografía (EMG) que detectan directamente la actividad muscular y el movimiento, lo que le permite leer la actividad de los músculos del paciente en una forma refinada, permitiéndole de esta manera tomar y soltar objetos (ver Figura 2.22) [16].



Figura 2.22: Prótesis controlada con el brazalete Myo [16]

Lenguaje de señas

Thalmic Labs, está utilizando el brazalete Myo en combinación con un sensor de movimiento altamente sensible para traducir el lenguaje de signos americano en una pantalla de computador (ver Figura 2.23). La tecnología Myo tiene el potencial de acelerar rápidamente la forma en que los discapacitados auditivos puedan comunicarse con aquellos que no conocen el lenguaje de señas [16].

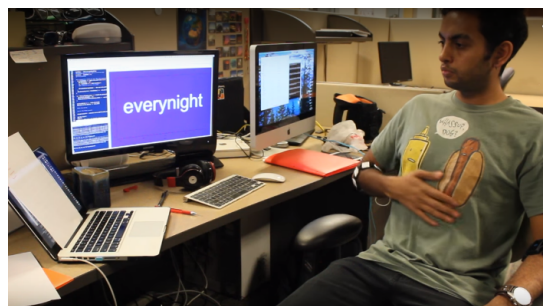


Figura 2.23: Lenguaje de señas [16]

Capítulo 3

ANÁLISIS CINEMÁTICO DEL EXOESQUELETO

3.1. Introducción

Este capítulo presenta el análisis cinemático del exoesqueleto. Para el análisis de la cinemática es importante conocer que, los métodos usados para estudiar los robots también se pueden utilizar para estudiar la cinemática y dinámica humana. Así, el cuerpo humano, concretamente la extremidad superior, puede ser modelada como una cadena de eslabones rígidos, donde cada segmento o eslabón tiene propiedades como la longitud o inercia, y cada eslabón corresponde a los segmentos de la extremidad humana. Estos segmentos se encuentran unidos por articulaciones que imitan al humano en términos de grados de libertad (GdL) y rangos de movimiento [32].

La cinemática es considerada como una rama de la mecánica que estudia el movimiento de los cuerpos. En el caso de los robots, y más específicamente en los exoesqueletos, la cinemática se ocupa del análisis del movimiento de cada articulación con respecto a un marco de referencia fijo [32].

El análisis de movimiento de la extremidad superior para la cinemática se realiza a partir de marcos de referencia ubicados en cada articulación. El método de Denavit–Hartenberg por medio de parámetros obtenidos por reglas bien definidas, proporciona información de la posición y orientación del efector final medido desde un marco de referencia fijo [6].

Este capítulo presenta el análisis de un exoesqueleto para el codo con dos grados de libertad. El primer grado de libertad se ubica en el codo y permite el movimiento de flexión-extensión. El segundo grado de libertad se ubica en el antebrazo y permite el movimiento de pronación-supinación.

3.2. Modelo cinemático del exoesqueleto

Existen dos aspectos importantes a tener en cuenta para resolver la cinemática del exoesqueleto. El primero se denomina cinemática directa, y consiste en determinar cuál es la posición y orientación del efector final del robot. El segundo se conoce como cinemática inversa, y resuelve la configuración que debe adoptar el robot para una posición y orientación del efector final conocidas [13].

3.2.1. Cinemática directa

Un robot puede ser considerado como una cadena cinemática formada por eslabones y unidos entre sí por articulaciones [13]. Entonces, se puede considerar al miembro superior como una cadena compuesta por tres eslabones, brazo, antebrazo y mano. Este trabajo se centrará concretamente en la articulación del codo que une el brazo y el antebrazo.

El movimiento del codo no depende de la movilidad del antebrazo, es decir, el movimiento de flexión-extensión (codo) no influye en el movimiento de pronación-supinación del antebrazo [6]. La Figura 3.1 muestra los movimientos básicos del codo.

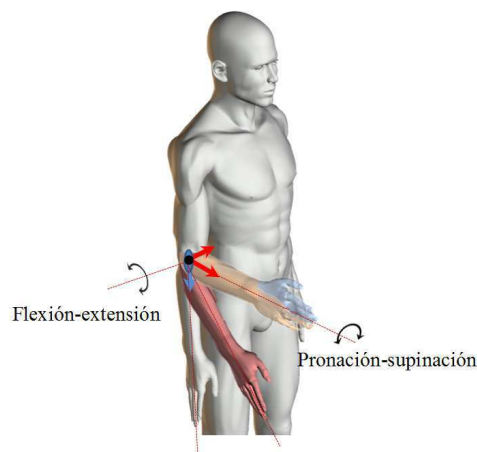


Figura 3.1: Movimientos del codo [6]

La Figura 3.2 muestra el modelo propuesto de la cadena cinemática del exoesqueleto para el codo. Se toma como marco de referencia (x_0, y_0, z_0) la articulación del codo, para luego hallar los parámetros de Denavit-Hartenberg (D-H), según el procedimiento descrito en [13]. Los parámetros obtenidos se pueden observar en la Tabla 3.1.

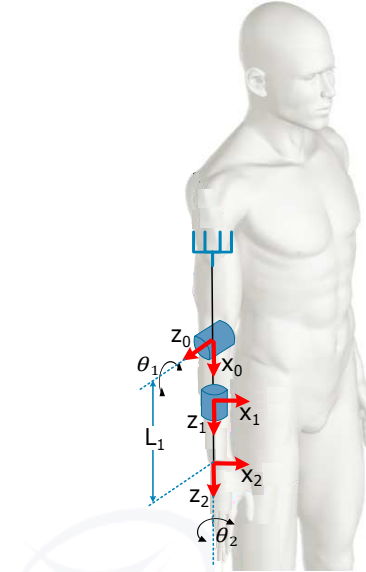


Figura 3.2: Cadena cinemática del exoesqueleto para el codo

Tabla 3.1: Parámetros Denavit-Hartenberg

Articulación	θ	d	a	α
1	θ_1	0	0	$\pi/2$
2	θ_2	L_1	0	0

A partir de los parámetros D-H, el problema de la cinemática directa se reduce a encontrar la matriz de transformación homogénea [13], y se define como:

$$T = {}^{i-1}A_i \quad (3.1)$$

donde, i corresponde al eslabón actual y $i - 1$ al eslabón anterior.

La Ecuación (3.1) representa la posición y orientación de dos eslabones o articulaciones consecutivas. La forma general de la matriz de transformación homogénea entre dos sistemas de coordenadas consecutivas viene dado por la Ecuación (3.2), [13, 32]:

$${}^{i-1}A_i = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\cos \alpha_i \sin \theta_i & \sin \alpha_i \sin \theta_i & a_i \cos \theta_i \\ \sin \theta_i & \cos \alpha_i \cos \theta_i & -\sin \alpha_i \cos \theta_i & a_i \sin \theta_i \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

Como el exoesqueleto propuesto tiene dos grados de libertad, entonces puede

ser expresado mediante la matriz ${}^0A_2 = {}^0A_1 {}^1A_2$. 0A_1 representa la posición y orientación del primer eslabón con respecto a la base. 1A_2 representa la localización del segundo eslabón respecto al primero.

Reemplazando los datos obtenidos en la Tabla 3.1 en la Ecuación (3.2) se obtienen las Ecuaciones (3.3) y (3.4) respectivamente.

$${}^0A_1 = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & -\cos \pi/2 \sin \theta_1 & \sin \pi/2 \sin \theta_1 & 0 \cdot \cos \theta_1 \\ \sin \theta_1 & \cos \pi/2 \cos \theta_1 & -\sin \pi/2 \cos \theta_1 & 0 \cdot \sin \theta_1 \\ 0 & \sin \pi/2 & \cos \pi/2 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

$${}^1A_2 = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & -\cos 0 \sin \theta_2 & \sin 0 \sin \theta_2 & 0 \cdot \cos \theta_2 \\ \sin \theta_2 & \cos 0 \cos \theta_2 & -\sin 0 \cos \theta_2 & 0 \cdot \sin \theta_2 \\ 0 & \sin 0 & \cos 0 & L_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

Reemplazando las Ecuaciones (3.3) y (3.4) en la Ecuación (3.1) se obtiene,

$$T = \underbrace{{}^0A_1}_{\text{codo}} \underbrace{{}^1A_2}_{\text{antebrazo}}$$

$$T = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & 0 & \sin \theta_1 & 0 \\ \sin \theta_1 & 0 & -\cos \theta_1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & -\sin \theta_2 & 0 & 0 \\ \sin \theta_2 & \cos \theta_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & L_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$T = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 \cos \theta_2 & -\cos \theta_1 \sin \theta_2 & \sin \theta_1 & L_1 \sin \theta_1 \\ \sin \theta_1 \cos \theta_2 & -\sin \theta_1 \sin \theta_2 & -\cos \theta_1 & -L_1 \cos \theta_1 \\ \sin \theta_2 & \cos \theta_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

Donde la Ecuación (3.5) representa la posición y orientación del efector final para el exoesqueleto de dos grados de libertad.

Así, la matriz de transformación T puede ser expresada de la siguiente manera:

$$T = \begin{bmatrix} \text{Rotación} & \text{Traslación} \\ R_{3 \times 3} & P_{3 \times 1} \\ \text{Perspectiva} & \text{Escala} \\ f_{1 \times 3} & w_{1 \times 1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{n}_x & \mathbf{o}_x & \mathbf{a}_x & \mathbf{p}_x \\ \mathbf{n}_y & \mathbf{o}_y & \mathbf{a}_y & \mathbf{p}_y \\ \mathbf{n}_z & \mathbf{o}_z & \mathbf{a}_z & \mathbf{p}_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

A continuación se desarrollan los términos de la matriz T de la Ecuación (3.6).

$$\begin{aligned}n_x &= \cos \theta_1 \cos \theta_2 \\n_y &= \sin \theta_1 \cos \theta_2 \\n_z &= \sin \theta_2 \\o_x &= -\cos \theta_1 \sin \theta_2 \\o_y &= -\sin \theta_1 \sin \theta_2 \\o_z &= \cos \theta_2 \\a_x &= \sin \theta_1 \\a_y &= -\cos \theta_1 \\a_z &= 0 \\p_x &= L_1 \sin \theta_1 \\p_y &= -L_1 \cos \theta_1 \\p_z &= 0\end{aligned}\tag{3.7}$$

En el conjunto de Ecuaciones de (3.7), se puede notar que el ángulo θ_2 no influye en la posición del efector final ya que este gira sobre su propio eje.

3.2.2. Cinemática inversa

El objetivo del problema cinemático inverso consiste en encontrar los valores que deben adoptar las coordenadas articulares del robot $q = [q_1, q_2, \dots, q_n]^T$ para que su extremo se posicione y oriente según una determinada localización espacial [13].

El análisis cinemático inverso se realiza a partir de la matriz de transformación homogénea. Es decir, se obtiene el modelo cinemático inverso a partir del modelo cinemático directo. El modelo consiste en, una vez conocidas las relaciones que expresan el valor de la posición y orientación del extremo del robot en función de sus coordenadas articulares, se procede a obtener por medio de manipulación de las mismas las relaciones inversas [13, 33].

Primero es necesario conocer las matrices ${}^{i-1}A_i$ y la matriz T del modelo cinemático directo.

Las matrices A deben ser expresadas en función de las coordenadas articulares q , es decir, en las matrices ${}^{i-1}A_i$ se debe remplazar $\theta_1 = q_1$ y $\theta_2 = q_2$. Las variables θ_1 y θ_2 son las coordenadas articulares del modelo cinemático directo.

La matriz T del exoesqueleto analizado de dos grados de libertad es igual a ${}^0A_2 = {}^0A_1 {}^1A_2$. De la expresión anterior se pueden desprender la siguiente relación.

$$({}^0A_1)^{-1}T = {}^1A_2 \quad (3.8)$$

De la expresión anterior los miembros de la matriz T son conocidos, mientras que los miembros de las matrices ${}^{i-1}A_i$ están en función de las coordenadas articulares q_1 y q_2 . Con esta descomposición matricial se aíslan las variables q_1 y q_2 .

La inversa de las matrices homogéneas viene dada por la siguiente expresión:

$$\begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & p_x \\ n_y & o_y & a_y & p_y \\ n_z & o_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}^{-1} = \begin{bmatrix} n_x & n_y & n_z & -\mathbf{n}^T \mathbf{p} \\ o_x & o_y & o_z & -\mathbf{o}^T \mathbf{p} \\ a_x & a_y & a_z & -\mathbf{a}^T \mathbf{p} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.9)$$

En el problema específico planteado solo es necesario obtener la matriz inversa de 0A_1 .

$${}^0A_1^{-1} = \begin{bmatrix} \cos q_1 & 0 & \sin q_1 & 0 \\ \sin q_1 & 0 & -\cos q_1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}^{-1} = \begin{bmatrix} \cos q_1 & \sin q_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ \sin q_1 & -\cos q_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.10)$$

Remplazando las Ecuaciones (3.4), (3.6) y (3.10) en la Ecuación (3.8) se obtiene la siguiente igualdad:

$$\begin{bmatrix} \cos q_1 & \sin q_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ \sin q_1 & -\cos q_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & p_x \\ n_y & o_y & a_y & p_y \\ n_z & o_z & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos q_2 & -\sin q_2 & 0 & 0 \\ \sin q_2 & \cos q_2 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & L_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.11)$$

Al resolver la multiplicación, la igualdad es la siguiente:

$$\begin{aligned}
 & \begin{bmatrix} n_x \cos q_1 + n_y \sin q_1 & o_x \cos q_1 + o_y \sin q_1 & a_x \cos q_1 + a_y \sin q_1 & p_x \cos q_1 + p_y \sin q_1 \\ n_z & o_z & 0 & 0 \\ n_x \sin q_1 - n_y \cos q_1 & o_x \sin q_1 - o_y \cos q_1 & a_x \sin q_1 - a_y \cos q_1 & p_x \sin q_1 - p_y \cos q_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
 &= \begin{bmatrix} \cos q_2 & -\sin q_2 & 0 & 0 \\ \sin q_2 & \cos q_2 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & L_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.12)
 \end{aligned}$$

El proceso a seguir es, obtener los valores para las coordenadas articulares q_1 y q_2 . Utilizando la relación de la Ecuación (3.12), igualar los elementos de la matriz izquierda y derecha con el fin de obtener expresiones para q_1 en función de constantes y no de q_2 , y de igual manera para obtener q_2 . Por lo tanto, tomando el elemento (1,4) de la Ecuación (3.12), se tiene:

$$p_x \cos \theta_1 + p_y \sin \theta_1 = 0$$

$$\theta_1 = \arctan \left(-\frac{p_x}{p_y} \right) \quad (3.13)$$

De la Ecuación (3.12) se observa que θ_2 no influye en la posición del efector final.

3.3. Espacio de trabajo

Para el análisis del espacio de trabajo del codo se usan las Ecuaciones (3.7) de la cinemática directa. Los ángulos varían de acuerdo al rango de movilidad de cada articulación como se mencionó en la Sección 2.1.3. La Tabla 3.2 muestra los movimientos de la articulación del codo propuesto por la Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos (AAOS).

Tabla 3.2: Rangos de movimiento de la articulación del codo

Movimiento	AAOS
flexión-extensión	0° a 150°
pronación	0° a 80°
supinación	0° a 80°

En la Figura 3.3 se observa el espacio de trabajo de la articulación del codo pa-

ra el movimiento de flexión-extensión. Los movimientos de pronación-supinación no se pueden visualizar ya que el giro se encuentra sobre el eje del antebrazo y esto no influye en la posición del efector final.

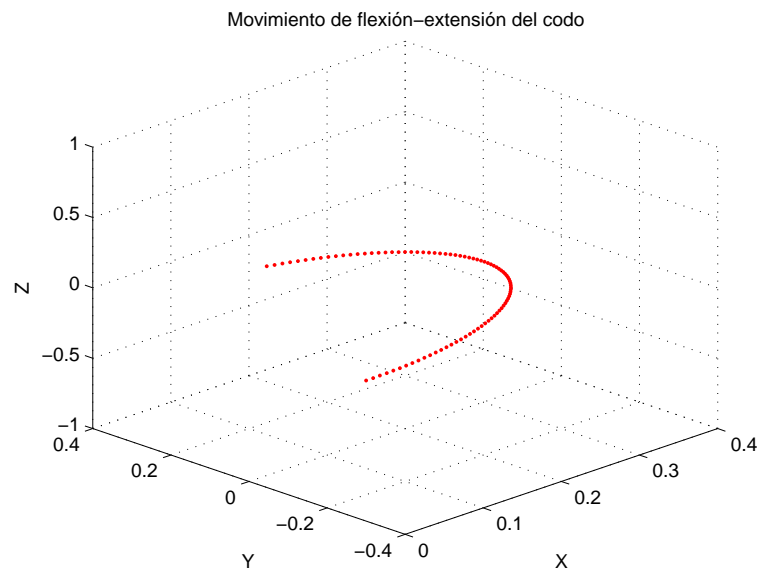


Figura 3.3: Simulación del espacio de trabajo del codo

Capítulo 4

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL EXOESQUELETO

4.1. Introducción

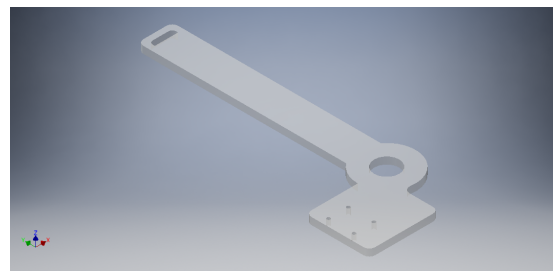
El codo puede flexionarse de forma pasiva entre $150^\circ - 160^\circ$. Sin embargo, el intervalo de ángulos en actividades cotidianas varía entre 30° y 130° según [32]. Con esto en mente y considerando el análisis cinemático presentado en la Sección 3.2, en este capítulo se presenta el diseño del modelo del exoesqueleto para la rehabilitación del codo. El propósito del prototipo es un control avatar para la rehabilitación. El control avatar consiste en que el terapeuta (quien lleva el brazalete Myo) pueda realizar una rutina de rehabilitación sobre el paciente (quien lleva el exoesqueleto), de tal manera que, cuando el terapeuta realiza un movimiento del antebrazo con el brazalete, este movimiento se refleja sobre el exoesqueleto a tiempo real, con esto se logra que el terapeuta tenga control sobre la rehabilitación del paciente.

La Sección 4.2 presenta el diseño mecánico del exoesqueleto de acuerdo al modelo de la cadena cinemática del Capítulo 3, para esto se usa el software Autodesk Inventor, que ofrece las herramientas necesarias para el diseño mecánico del prototipo. La Sección 4.3 presenta una simulación del prototipo con la herramienta SimMechanics de MATLAB, con esta herramienta se obtiene el par mecánico mínimo necesario para el dimensionamiento de los motores. En la Sección 4.4 se realiza un estudio y diseño de engranajes necesarios para realizar los movimientos tanto de flexión-extensión como de pronación-supinación en el exoesqueleto.

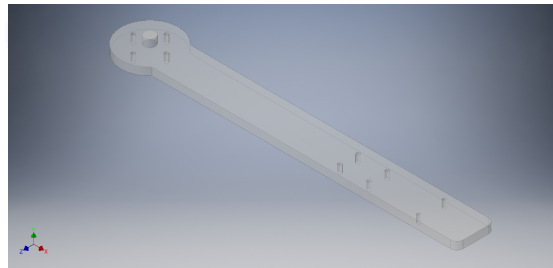
4.2. Diseño mecánico

El prototipo de exoesqueleto inició con diseños orientativos que fueron modificados a medida que el proyecto avanzaba; sin embargo, las versiones previas (borrador) no se presetan y se reserva este espacio para los detalles más relevantes del diseño final.

El modelo consta de dos eslabones, uno representa el brazo y el otro al antebrazo. La Figura 4.1 muestra los segmentos del prototipo.



(a)



(b)

Figura 4.1: Piezas CAD. (a) Brazo. (b) Antebrazo

Para el anclaje de las dos piezas se usa un rodamiento como el de la Figura 4.2. Esta pieza permite el movimiento de flexión-extensión y evita la fricción entre las piezas del brazo y antebrazo.

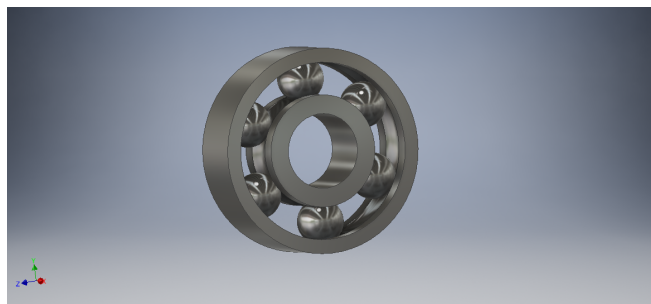


Figura 4.2: Rodamiento

Para realizar el movimiento de pronación-supinación fue necesario diseñar una pieza compuesta de tres partes superior, intermedia e inferior (ver Figura 4.3). La parte superior e inferior están sujetas al antebrazo (Figura 4.1(b)) a través de pernos. La parte intermedia permite el movimiento de pronación-supinación en el antebrazo a través de un mecanismo similar al del rodamiento. La Figura 4.4 muestra el ensamble completo de estas tres piezas.

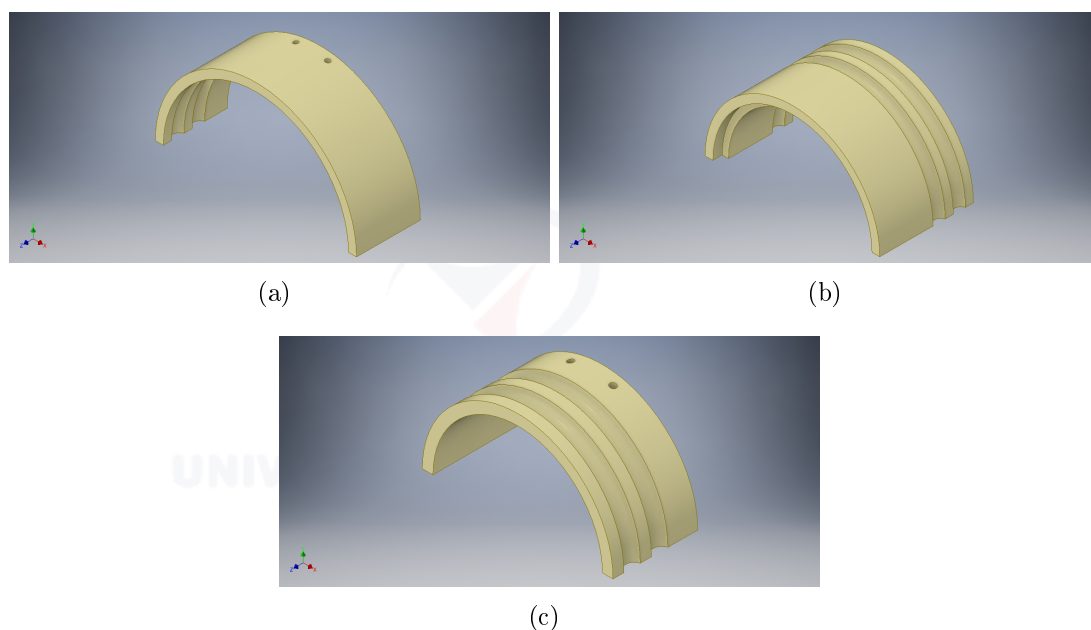


Figura 4.3: Piezas CAD. (a) Superior. (b) Intermedio. (c) Inferior.

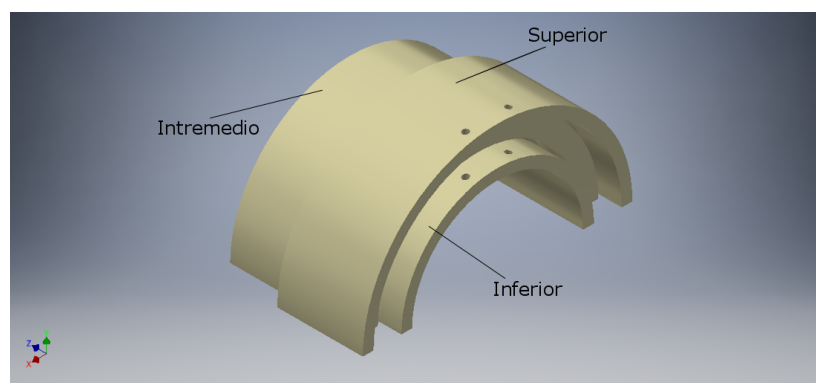


Figura 4.4: Pieza CAD para el movimiento de pronación-supinación

La Figura 4.5 muestra el ensamble del prototipo con las piezas antes mencionadas. A partir de este diseño se realiza una simulación de par mecánico para el dimensionamiento de los motores, este tema se tratará en la Sección 4.3.

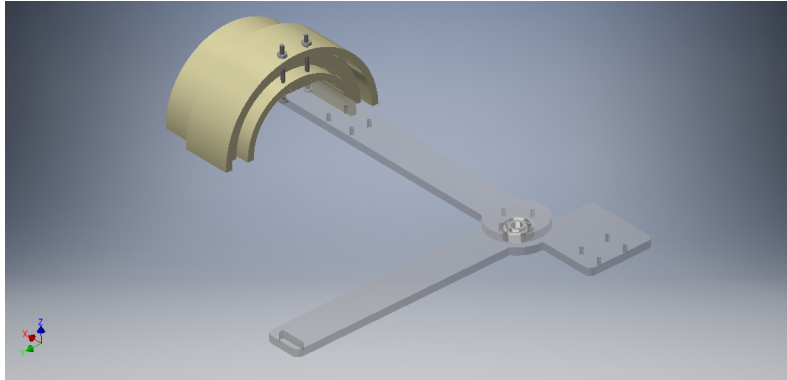


Figura 4.5: Prototipo del exoesqueleto

El material de construcción para las piezas de la Figura 4.1 es acrílico. Las piezas de la Figura 4.3 son impresiones 3D cuyo material es plástico PLA (poliácido láctico).

4.3. Diseño SimMechanics

En esta Sección se usa la herramienta SimMechanics de Simulink, que proporciona un entorno de simulación de sistemas mecánicos para dimensionar pares mecánicos y velocidades. Antes de realizar la simulación es necesario exportar a MATLAB el ensamble de la Figura 4.5 realizada en Inventor con sus respectivas masas, centros de gravedad e inercia. La Figura 4.6 muestra el diagrama de bloques generado en SimMechanics. El brazo es la parte conectada a tierra (RootPart), es decir, esta pieza es la referencia y no tiene movimiento. El brazo y el antebrazo están unidos por el rodamiento y un bloque de revolución (Revolute) que permite el movimiento de flexión-extensión. El antebrazo se encuentra unido a la parte inferior por una soldadura (Weld2) y a la parte superior por otra soldadura (Weld1) que simula los pernos que une a estas dos piezas. La parte intermedia se encuentra unida a la parte inferior a través de un bloque de revolución (Revolute1) permitiendo el movimiento de pronación-supinación.

4.3.1. Análisis de par mecánico

Para realizar el análisis de par mecánico, es necesario exportar desde Inventor la Figura 4.5 a MATLAB. Ésta exportación genera el diagrama de bloques de la Figura 4.6. Para realizar la simulación del sistema mecánico y obtener el par mecánico, es necesario usar actuadores y sensores en el diagrama de bloques. Para

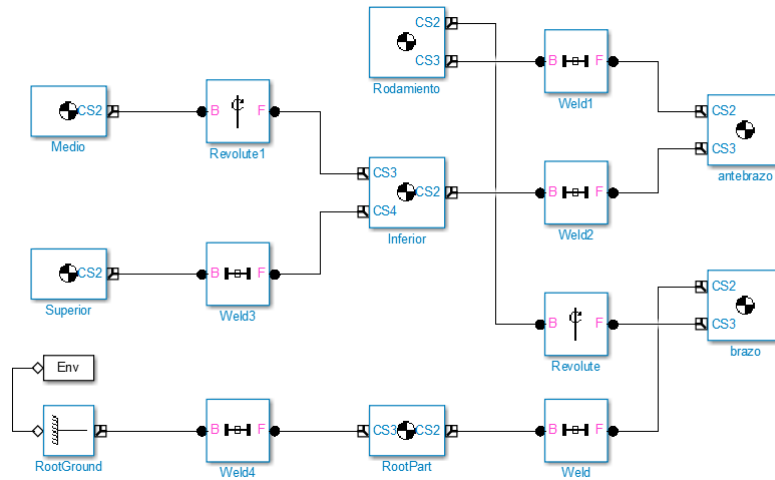


Figura 4.6: Diagrama de bloques SimMechanics

ello se usan dos actuadores, uno para el movimiento de flexión-extensión que se conecta al bloque Revolute y otro para el movimiento de pronación-supinación que se conecta al bloque Revolute1. Además, es importante colocar un sensor para cada actuador. Con los sensores se medirá el par mecánico mínimo necesario para realizar los movimientos de flexión-extensión y pronación-supinación. Para realizar el rango de movimientos descritos en la Sección 2.1.3, se coloca una señal seno de amplitud 1 a una frecuencia de 0,5 rad/seg multiplicada con una constante de 150° ($0,805556\pi$ rad) para simular el movimiento de flexión-extensión y para realizar el movimiento de pronación-supinación se multiplica la señal seno con una constante de 90° ($\pi/2$ rad). En la Figura 4.7 se observa lo antes mencionado.

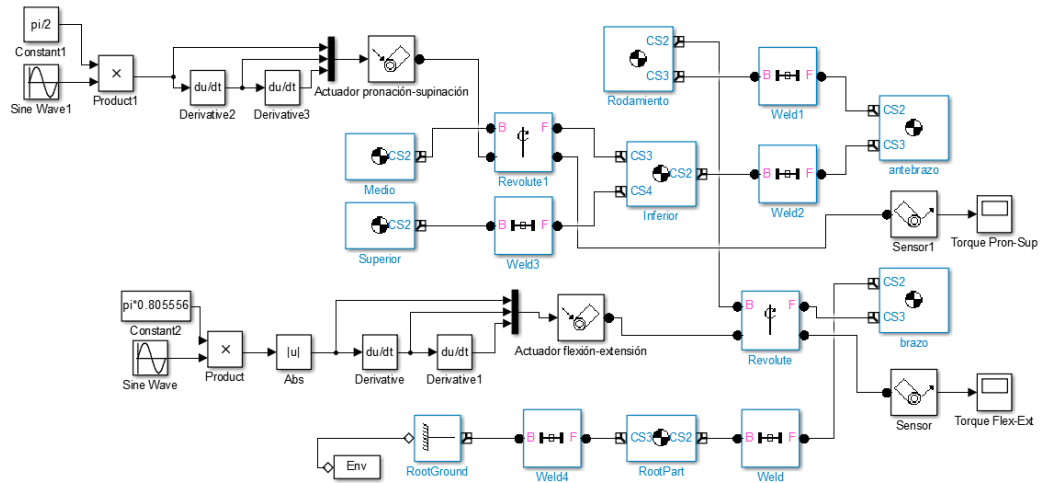


Figura 4.7: Diagrama de bloques para la simulación de par mecánico

Un aspecto importante a considerar para la simulación es conocer no solamente el peso del exoesqueleto sino también el peso del brazo de la persona que va usar el dispositivo. En la Tabla 4.1 se observa el porcentaje del peso corporal del brazo [34].

Tabla 4.1: Relación entre el peso de las partes del brazo con el peso corporal

Parte del cuerpo	Porcentaje (%)
Mano	0.7
Antebrazo	1.6
Brazo completo	4.9

Por lo tanto, al peso del exoesqueleto se le aumenta el 2,3% del peso corporal del paciente. Para la simulación se consideró un peso corporal de 60 Kg. La Figura 4.8 muestra una imagen del resultado de la simulación del prototipo del exoesqueleto. La Figura 4.9 muestra los pares mecánicos obtenidos en la simulación. El par mecánico mínimo requerido para el movimiento de flexión-extensión es alrededor de 1.5 Nm y el par mecánico mínimo requerido para el movimiento de pronación-supinación es alrededor de 0.026 Nm.

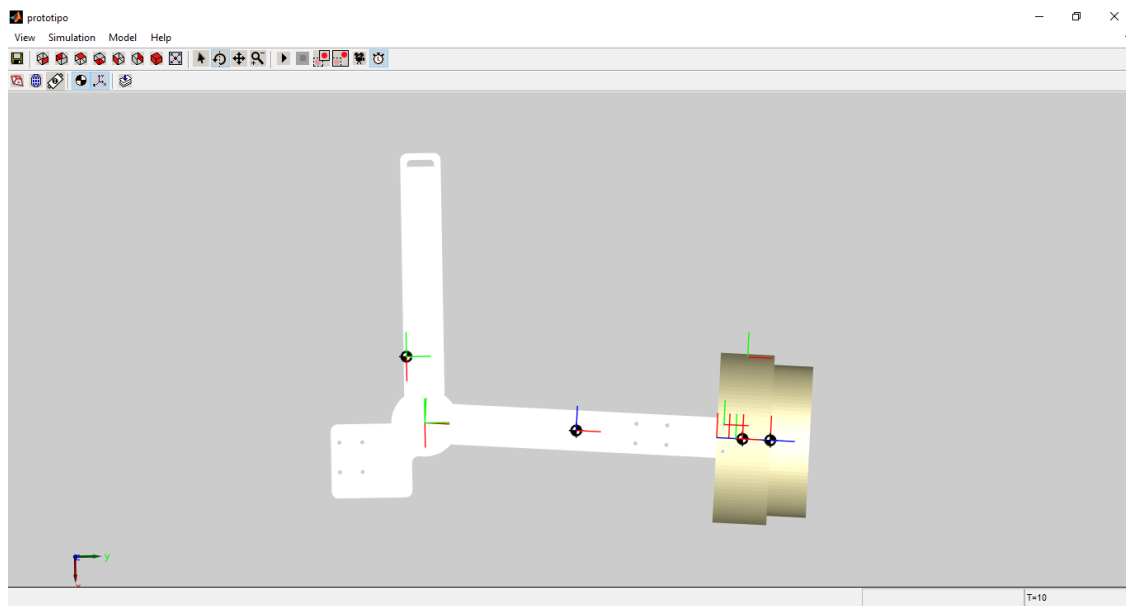
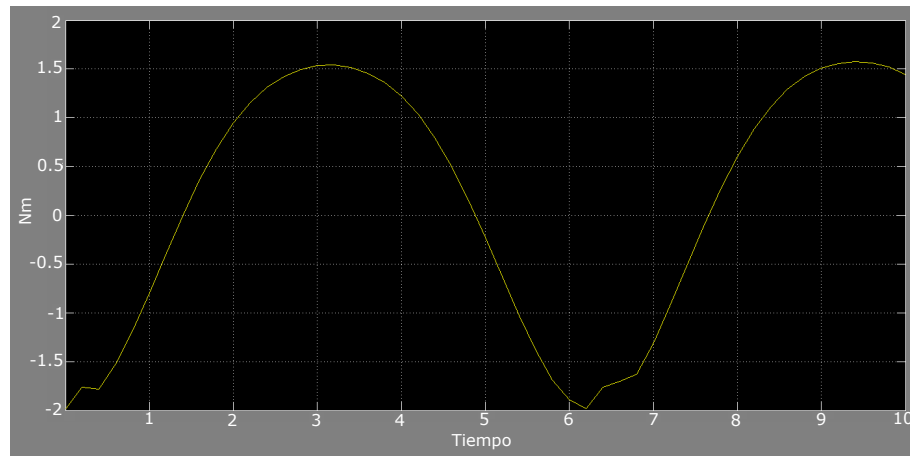
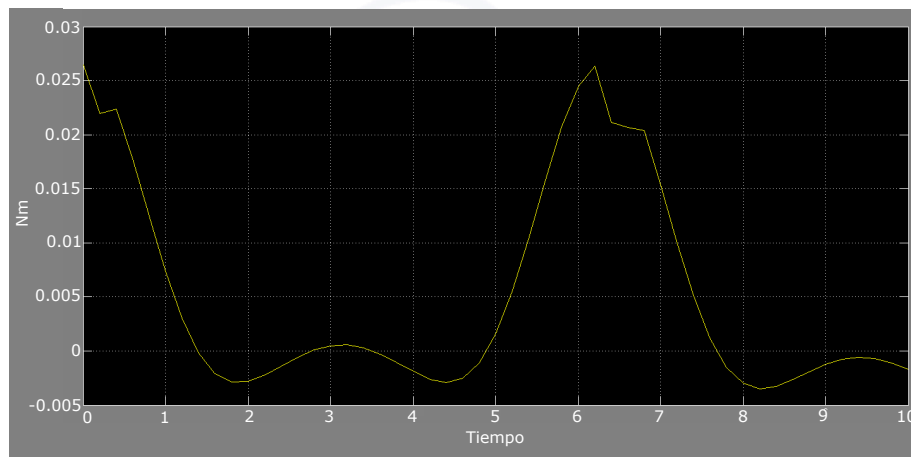


Figura 4.8: Simulación del exoesqueleto en SimMechanics



(a)



(b)

Figura 4.9: Par mecánico Computado. (a) Par mecánico en la articulación de flexión-extensión. (b) Par mecánico en la articulación de pronación-supinación

En base a los resultados obtenidos en la simulación se consiguió dos motores DC de escobillas (brushed DC motor) cuyas características se observa en la Tabla 4.2. La Figura 4.10 muestra el diseño de los motores.

Tabla 4.2: Características de los motores

Motor	Movimiento	Peso	Transmisión	Velocidad	Par
motor 1	flexión-extensión	104 g	99:1	100 rpm	2,118 Nm
motor 2	pronación-supinación	101 g	34:1	290 rpm	0,847 Nm

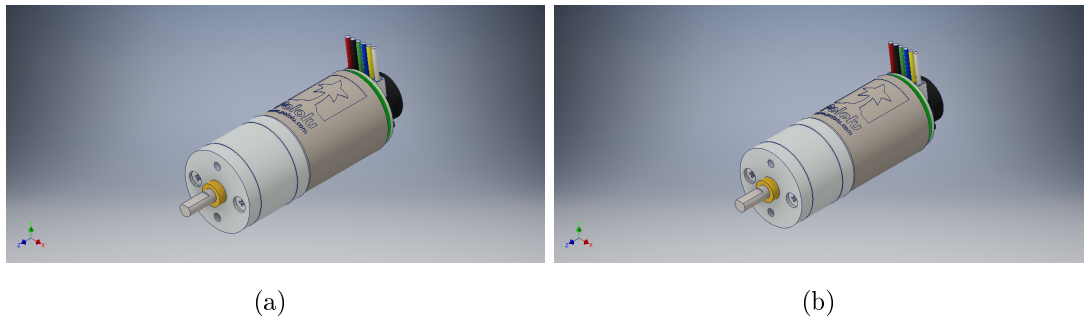


Figura 4.10: Motores. (a) Motor 1. (b) Motor 2

4.4. Engranajes

Para la realizar los movimientos de flexión-extensión y pronación-supinación es importante diseñar engranajes. En esta subsección se realizará un estudio de estos elementos mecánicos.

Los engranajes son ruedas dentadas cilíndricas que se usan para transmitir potencia mecánica desde un eje de rotación a otro. Existen varios tipos de engranajes y se clasifican de la siguiente manera [35].

1. Engranajes de ejes paralelos:

- Cilíndricos de dientes rectos
- Cilíndricos de dientes helicoidales
- Engranajes internos

2. No paralelos, engranajes coplanares (intersección de ejes):

- Engranajes cónicos
- Engranajes de cara
- Dentados de envolvente cónica

3. No paralelos, engranajes no coplanares (sin intersección de ejes):

- Helicoidales cruzados
- Tornillo sin fin
- Engranajes hipoides

4. Tipos especiales de engranajes

- Engranajes cuadrados y rectangulares
- Engranajes elípticos
- Engranajes de desplazamiento

En esta Sección se estudia los engranajes cilíndricos de dientes rectos. Para un juego de engranajes, el engranaje más pequeño se llama “piñón”, el más grande se llama “rueda dentada” o simplemente “engranaje” [35]. En la Figura 4.11 se puede observar las partes por las que está compuesto un engranaje y que se mencionan a continuación.

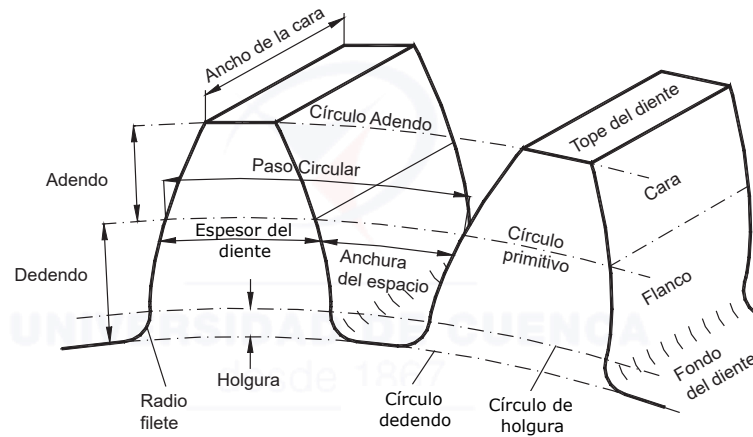


Figura 4.11: Elementos de un engranaje

Círculo primitivo. Es el círculo en donde los dientes entran en contacto o engranan. A partir de este círculo se basan los cálculos de los diferentes parámetros que componen el diente del engranaje. Su diámetro es llamado diámetro de paso.

$$d = mN \quad (4.1)$$

donde d es el diámetro de paso (mm); m es el módulo (mm); y N es el número de dientes.

Paso circular. Es la distancia desde un punto en un diente al punto correspondiente en el diente adyacente medido a lo largo del círculo primitivo.

$$p = \pi m = \frac{\pi d}{N} \quad (4.2)$$

donde p es el paso circular (mm); m es el módulo; d es el diámetro de paso (mm); y N es el número de dientes.

Módulo. Es la relación del diámetro de paso en milímetros y el número de dientes. Dos engranajes que engranen deben tener el mismo módulo.

$$m = \frac{d}{N} \quad (4.3)$$

Adendo. Esta es la distancia radial desde el círculo de paso al tope del diente.

Dendendo. Esta es la distancia radial desde el círculo de paso al fondo del diente.

En la Sección 4.3 se realizó el análisis para hallar el par mecánico de los movimientos de flexión-extensión y pronación-supinación necesarios para el dimensionamiento de los motores (ver Tabla 4.2). Con los datos obtenidos se tiene, para el movimiento de flexión-extensión un motor con una velocidad de 100 rpm que brinda un par mecánico 2.118 Nm y para el movimiento de pronación-supinación se cuenta con un motor de 290 rpm con un par mecánico 0.847 Nm. Para el movimiento de flexión-extensión es necesario disminuir la velocidad ya que a 100 rpm el exoesqueleto gira de 0° a 150° en 0.25 segundos. Para ello se disminuye dicha velocidad a 30 rpm. Aplicando la Ecuación (4.4) y con un número de 12 dientes en el piñón se obtiene el número de dientes en el engranaje.

$$\frac{n_P}{n_G} = \frac{N_G}{N_P} \quad (4.4)$$

donde n_P y n_G representan la velocidad del piñón y del engranaje en rpm respectivamente, N_G y N_P representan el número de dientes en el engranaje y el piñón.

$$N_G = \frac{N_P \times n_P}{n_G}$$

$$N_G = \frac{12 \times 100}{30} = 40$$

Para el movimiento de pronación-supinación la velocidad en el piñón es de 290 rpm, a esta velocidad el exoesqueleto gira de 0° a 90° en 0.051 segundos. Entonces, se disminuye la velocidad en el engranaje a una velocidad de 45 rpm. Aplicando la Ecuación (4.4) con 15 dientes en el piñón se obtiene,

$$N_G = \frac{15 \times 290}{45} = 97$$

En la Tabla 4.3 se resume el número de dientes de cada engranaje.

Tabla 4.3: Relación del número de dientes

Movimiento	N_P	N_G
Flexión-extensión	12	40
Pronación-supinación	15	97

4.4.1. Diseño de engranajes

Para el diseño de los engranajes se usa los datos de la Tabla 4.3 y las Ecuaciones (4.1) y (4.2). Para el diseño del piñón en el movimiento de flexión-extensión se usa un módulo de $m = 1,25$; $N = 12$ dientes y un ángulo de presión de 20° utilizando estos datos y siguiendo los pasos indicados en [35], se diseña el piñón. En la Figura 4.12 se observa el esquema de la construcción geométrica del piñón o engranaje.

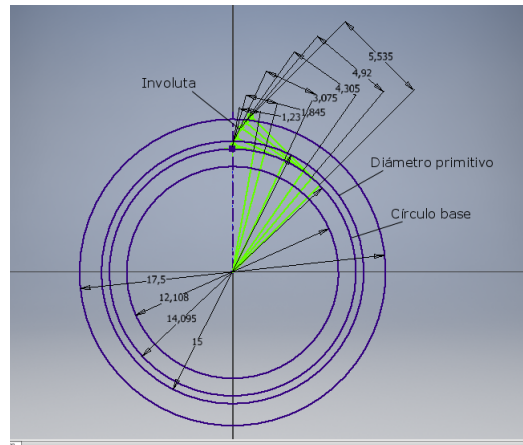


Figura 4.12: Construcción de la geometría del piñón

Realizando todos los recortes y restricciones de la Figura 4.12 se obtiene el modelo de la Figura 4.13(b), luego se genera la extrusión y se obtiene la Figura 4.13(c). El modelo final del piñón para su fabricación se observa en la Figura 4.14.

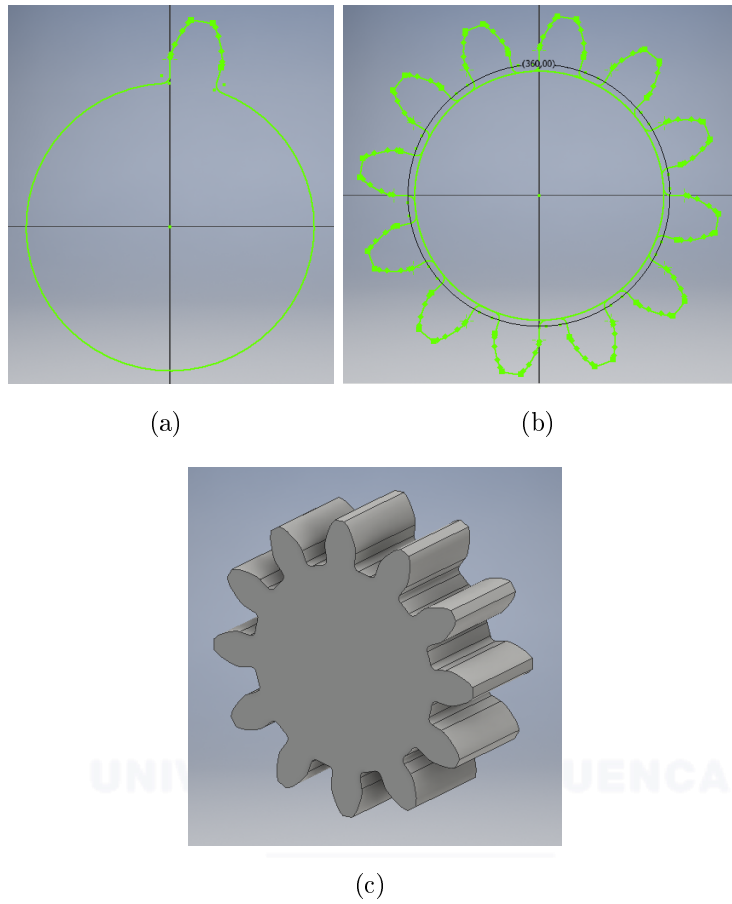


Figura 4.13: Esquema piñón. (a) Un diente. (b) Doce dientes. (c) Extrusión

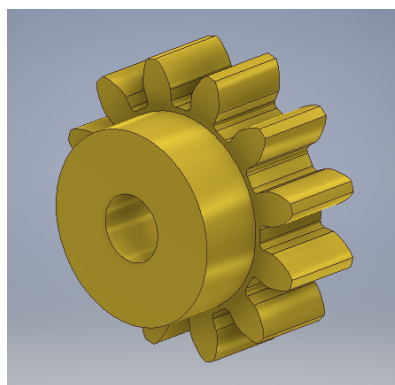


Figura 4.14: Piñón para el movimiento de flexión-extensión

Para el diseño del engranaje en el movimiento de flexión-extensión se usa un módulo de $m = 1,25$; $N = 40$ dientes y un ángulo de presión de 20° . De igual manera, este engranaje es diseñado siguiendo el procedimiento anterior. En la Figura 4.15 se puede observar el diseño final del engranaje. El sistema final de un

par de engranajes de dientes rectos que engranan se observa en la Figura 4.16.

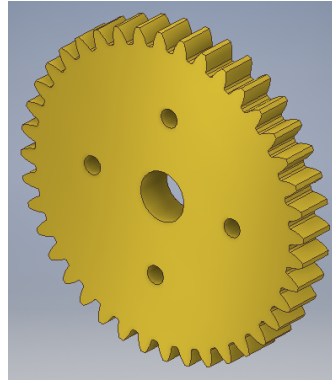


Figura 4.15: Engranaje para el movimiento de flexión-extensión

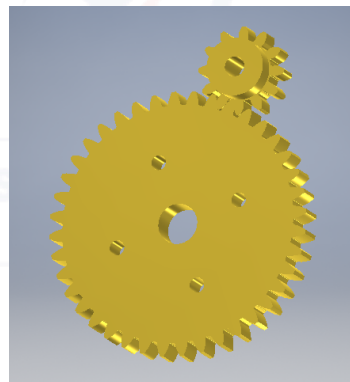


Figura 4.16: Sistema de engranaje para el movimiento de flexión-extensión

Para el diseño del piñón en el movimiento de pronación-supinación se usan los siguientes datos. Módulo de $m = 1,5$; $N = 15$ dientes y un ángulo de presión de 20° . En la Figura 4.17 se observa el diseño del piñón.

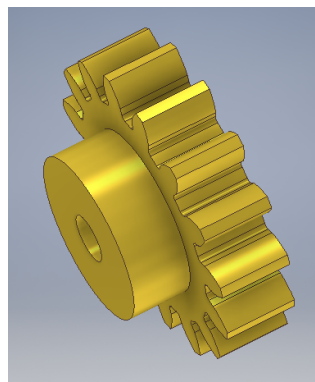


Figura 4.17: Piñón para el movimiento de pronación-supinación

Los engranajes de las Figuras 4.14, 4.15 y 4.17 están diseñados en bronce, debido a la necesidad de resistencia ante las fuerzas aplicadas sobre los mismos.

Para el diseño del engranaje en el movimiento de pronación-supinación no se usa el bronce como material de fabricación debido a que el número de dientes y diseño conllevan a un alto costo y dificultad en su fabricación. Por tal motivo, éste engranaje se diseña en el mismo tipo de material que las piezas del brazo y antebrazo. El diseño del engranaje para este movimiento se realiza con los siguientes datos: módulo $m = 1,5$; $N = 97$ dientes y un ángulo de presión de 20° . En la Figura 4.18 se observa el primer diseño.

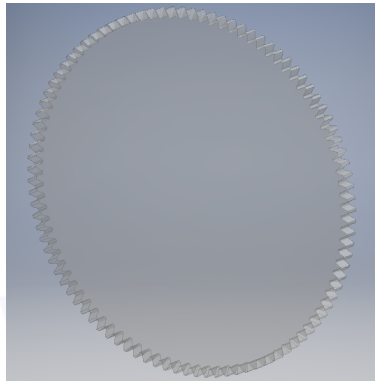


Figura 4.18: Engranaje para el movimiento de pronación-supinación

Debido a que es importante que el engranaje de la Figura 4.18 se acople a la Figura 4.3(b) para permitir el movimiento de pronación-supinación se realiza el diseño que se indica en la Figura 4.19. El sistema final de un par de engranajes de dientes rectos que engranan se observa en la Figura 4.20.

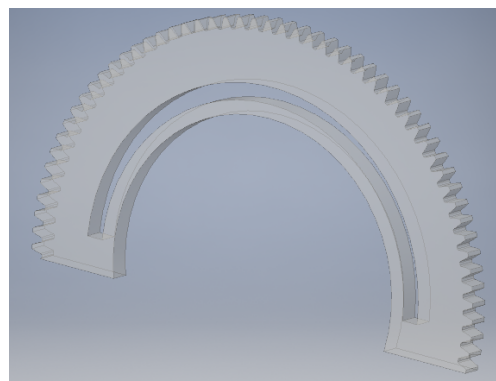


Figura 4.19: Engranaje para la parte media del antebrazo

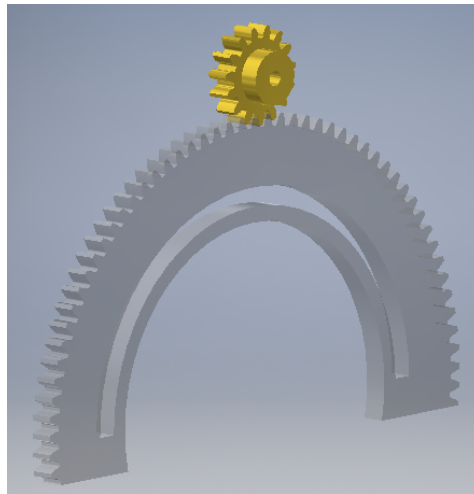


Figura 4.20: Sistema de engranaje para el movimiento de pronación-supinación

4.5. Ensamble final

En esta Sección se presenta el diseño final del prototipo ensamblado en Autodesk Inventor (ver Figura 4.21) y el modelo del prototipo manufacturado y ensamblado (ver Figura 4.22). El modelo del prototipo no es adaptable o ajustable para los pacientes. El prototipo manufacturado está construido de la siguiente manera:

- La parte del brazo y el antebrazo está construida de acrílico. El brazo tiene una longitud de 22 cm y el antebrazo una longitud de 26 cm, ambas partes tienen un ancho de 3 cm y un espesor de 6 mm.
- La parte de la muñeca que permite el movimiento de pronación-supinación está construida de material plástico PLA (poliácido láctico).
- Los engranajes están fabricados de bronce.
- Los soporte para los motores son de aluminio.

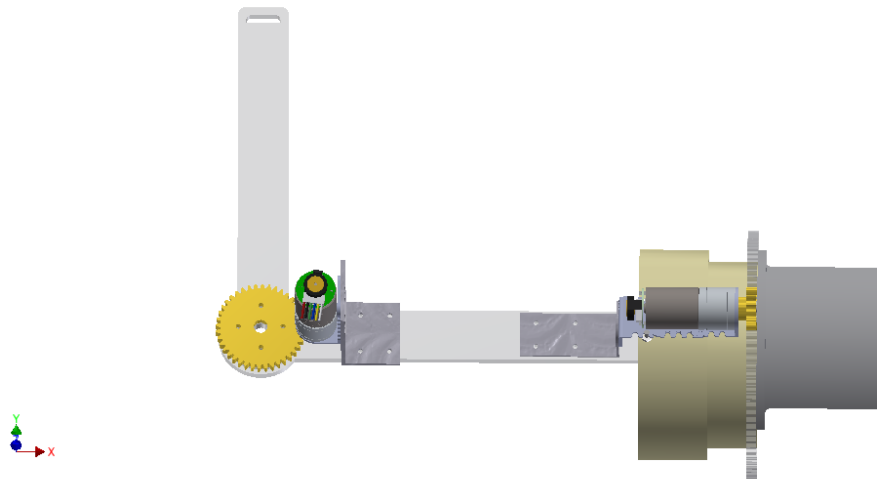


Figura 4.21: Ensamble del prototipo

UNIVERSIDAD DE CUENCA
desde 1867

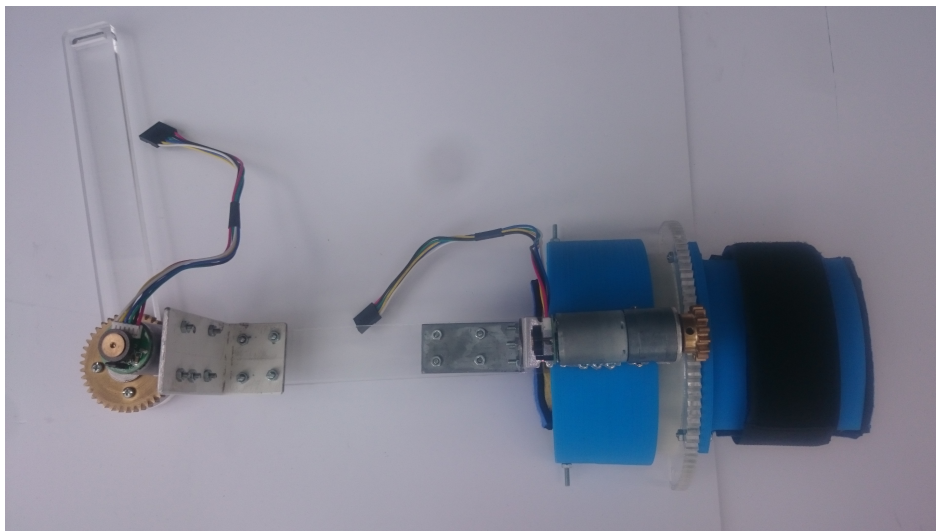


Figura 4.22: Prototipo exoesqueleto

Capítulo 5

DESARROLLO DEL SISTEMA DE CONTROL

5.1. Introducción

En este capítulo se desarrolla el sistema de control para la realización de los movimientos del exoesqueleto diseñado en el Capítulo 4. Las señales del brazalete Myo serán adquiridas en un computador, este se encarga del procesamiento de las señales a través de MATLAB para luego enviarlas a una plataforma micro-controlada, basada en Arduino. El Arduino cuyas característica se observa en el Anexo A, se encarga de controlar las posiciones de los motores que se encuentran en el exoesqueleto según las señales recibidas desde el computador. La Figura 5.1 muestra el diagrama de bloques para el control del exoesqueleto, y en el Anexo B se observa el diagrama de flujo del sistema de control. Este capítulo está organizado como sigue: la Sección 5.2 presenta detalles de la adquisición y visualización de las señales enviadas por el brazalete Myo con el software MATLAB. La Sección 5.3 detalla el manejo y envío de datos desde MATLAB a la placa Arduino. La Sección 5.4 presenta el desarrollo del programa para el control de la posición de los motores en el software de desarrollo de Arduino.

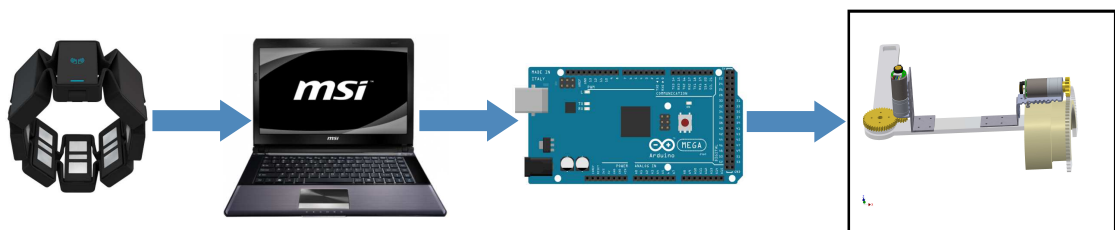


Figura 5.1: Diagrama de bloques



5.2. Adquisición de las señales de brazalete Myo

En esta Sección se recepta las señales enviadas por el brazalete Myo que van a ser procesadas en MATLAB. Para ello se usa el paquete Myo SDK MATLAB MEX Wrapper desarrollado por Mark Tomaszewski. Este paquete es una clase de MATLAB que permite el acceso a la transmisión de datos IMU y EMG del brazalete Myo en código-m [36].

5.2.1. Instalación del paquete Myo mex

Antes de realizar la instalación del paquete es necesario descargar el SDK de Myo para Windows desde el siguiente enlace <https://developer.thalmic.com/downloads>, luego hay que extraer el SDK en la dirección deseada del sistema, en este caso el contenido es extraído en C:\myo-sdk-win-0.9.0. A continuación, nos dirigimos a la ubicación donde se ha extraído el contenido de este paquete. Luego se debe añadir el directorio en la ruta de búsqueda de MATLAB escribiendo el comando,

```
%añade directorio a la ruta de búsqueda de MATLAB  
install_myo_mex;
```

Para construir la interfaz mex es necesario especificar la ubicación del SDK Myo, para ello se escribe el siguiente código.

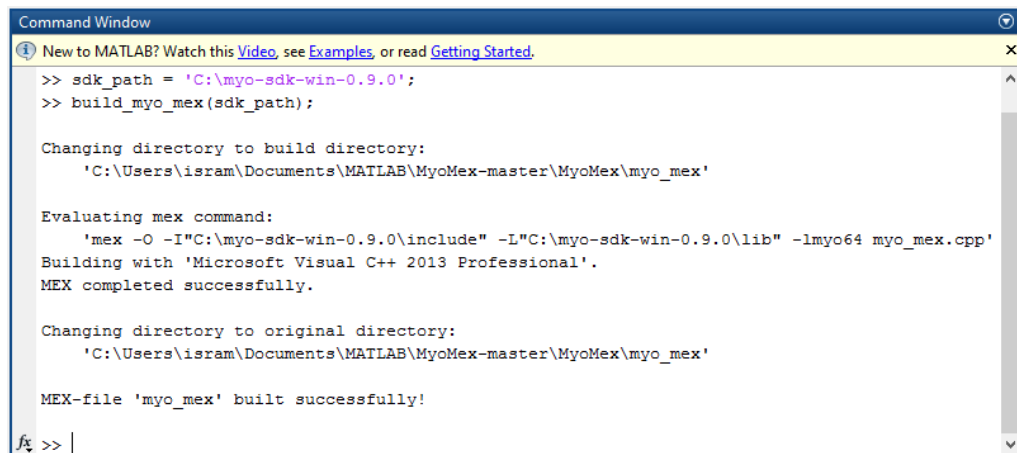
```
sdk_path = 'C:\myo-sdk-win-0.9.0'; % ruta raíz de Myo SDK  
build_myo_mex(sdk_path); % construcción myo_mex
```

Ahora se espera a que termine la construcción sin errores y a la salida de la ventana se mostrará el mensaje de que la construcción se ha realizado exitosamente (ver Figura 5.2).

5.2.2. Adquisición de señales

Una vez instalado el paquete se procede a programar para adquirir las señales que ofrece el brazalete Myo. Primero se debe instanciar el MyoMex.

```
mm = MyoMex; % instanciar MyoMex  
m = mm.myoData; %adquirir el MyoData handle
```



```
Command Window
New to MATLAB? Watch this Video, see Examples, or read Getting Started.
>> sdk_path = 'C:\myo-sdk-win-0.9.0';
>> build_my_mex(sdk_path);

Changing directory to build directory:
'C:\Users\isram\Documents\MATLAB\MyoMex-master\MyoMex\myo_mex'

Evaluating mex command:
'mex -O -I"C:\myo-sdk-win-0.9.0\include" -L"C:\myo-sdk-win-0.9.0\lib" -lmyo64 myo_mex.cpp'
Building with 'Microsoft Visual C++ 2013 Professional'.
MEX completed successfully.

Changing directory to original directory:
'C:\Users\isram\Documents\MATLAB\MyoMex-master\MyoMex\myo_mex'

MEX-file 'myo_mex' built successfully!
fx >> |
```

Figura 5.2: Construcción exitosa

Con esto, los datos más recientes del brazalete Myo se almacenarán en las propiedades del objeto MyoData, es decir, se almacenan los datos del acelerómetro, giroscopio, cuaternios, señales EMG, entre otros. En el Anexo C se pueden observar todas las propiedades del objeto MyoData. Los datos de interés para esta aplicación son los cuaternios. Para lo cual se crean dos variables, una llamada `cuaternios_log` que sirve para graficar los datos recibidos en tiempo real, y otra llamada `cuaternio` que es enviada por el puerto serial para el control de la posición del motor.

```
%Captura de datos cuaternios del brazalete
cuaternios_log = m.quat_log; %variable para graficar a tiempo real
cuaternio = m.quat; %variable para enviar por puerto serie
```

Los cuaternios representan las orientaciones y rotaciones de objetos en el espacio tridimensional. Por lo tanto, el uso de éstos directamente no es factible, y para tener una representación más simple es necesario realizar una conversión de cuaternios a ángulos de navegación de Euler (roll, pitch, yaw) usando el comando `quat2angle`.

```
%Conversión de cuaternios a angulos
[yaw, pitch, roll] = (quat2angle(cuaternios_log));
[yaw_q, pitch_q, roll_q] = (quat2angle(cuaternio));
```

Los ángulos de interés para la aplicación son el *pitch* y *roll*. El ángulo *pitch* representa el movimiento de flexión-extensión y el ángulo *roll* representa el movimiento de pronación-supinación. Un aspecto importante a tener en cuenta es que

los datos de los cuaternios que ofrece el brazalete Myo tienen como referencia al hombro, por tal motivo, es importante ajustar los parámetros *pitch* y *roll* en base al codo como referencia. Para ello, es necesario un ajuste en la magnitud (escala), es decir, definir la tasa de cambio de los datos recibidos con respecto a los datos reales del movimiento del brazo. Finalmente, resulta útil aplicar un *off-set* en la magnitud del ángulo para ajustar la posición de referencia cero con respecto a la del exoesqueleto, dado que la posición cero del brazalete es cuando el brazo se encuentra ubicando como se muestra en la Figura 5.3. Además, la transformación `quat2angle` devuelve el valor de los datos en radianes, por lo cual, las variables *pitch* y *roll* se pasan a grados (Ver Ecuación (5.1)).

$$pitch(grados) = \left(pitch(radianes) \times \frac{180}{\pi} + (offset) \right) \times escala \quad (5.1)$$

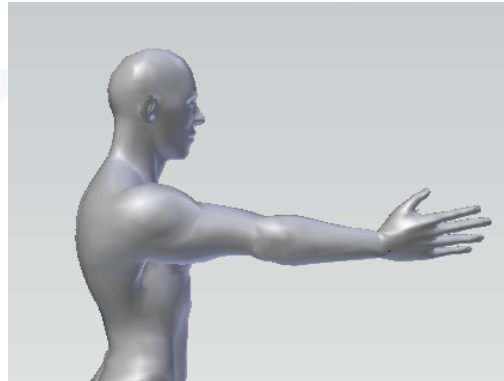


Figura 5.3: Ubicación del brazo para referencia cero del brazalete

En el siguiente extracto de código se observa los ajustes realizados a las variables *pitch* y *roll*.

```
%ajuste de angulos para graficar
pitch = (((pitch*180)./pi)+72).*(1.5);
roll = (((roll*180)./pi)+85);
%ajuste de angulos para calculos
pitch_q = (((pitch_q*180)./pi)+72).*(1.5);
roll_q = (((roll_q*180)./pi)+85);
```

La Figura 5.4 muestra las gráficas de los ángulos *pitch* y *roll* que representan los movimientos de flexión-extensión y pronación-supinación respectivamente.

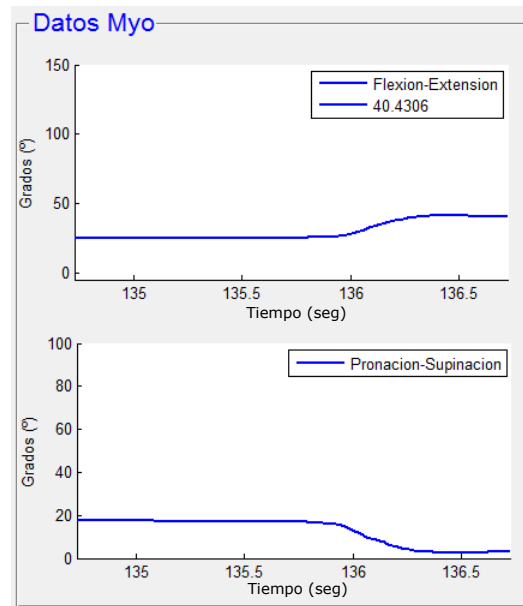


Figura 5.4: Señales del brazalete Myo

5.3. Envío y manejo de datos

La comunicación entre MATLAB y Arduino se la realiza de manera serial, lo que limita a enviar datos a una sola secuencia a la vez, haciendo necesario diferenciar que movimiento se va a realizar, es decir, si se realizará una acción en el motor 1 o motor 2 que representan un movimiento como se describe en la Tabla 4.2. Primeramente se calcula la tasa de cambio de los ángulos *pitch* y *roll*. Para esto se realiza una diferencia entre el valor anterior obtenido y el valor actual.

```
%deteccion de cambio de los angulos de roll y pitch
pitchd = abs(pitch_q-pitch0);
rolld=abs(roll_q-roll0);
%variables para almacenar estado anterior
pitch0=pitch_q;
roll0=roll_q;
```

Los datos del movimiento son enviados por el puerto serial utilizando banderas o encabezados, permitiendo al software realizado en Arduino diferenciar la secuencia. La selección de secuencia se realiza considerando lo siguiente:

- $\frac{d(pitch)}{dt} > 15 \rightarrow$ Señal de control al motor 1
- $\frac{d(roll)}{dt} > \frac{d(pitch)}{dt} \wedge 80 \leq pitch \leq 110 \rightarrow$ Señal de control al motor 2

Para realizar una rutina de movimiento en el motor 2, se considera un rango de posición en el ángulo *pitch* entre los 80° y 110° , debido a que se trabajará con el antebrazo perpendicular al brazo, como se muestra en la Figura 5.5.

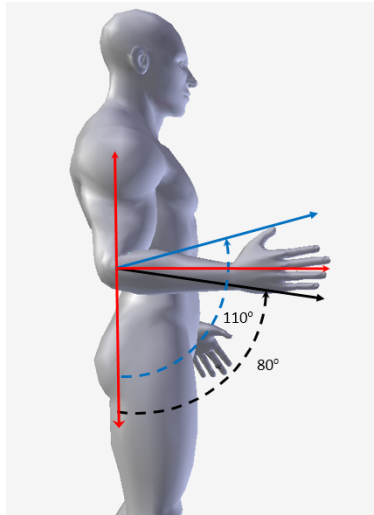


Figura 5.5: Posición de rehabilitación pronación-supinación

Una vez definidas las secuencias para enviar los datos, es necesario el envío de banderas para diferenciar la rutina de movimiento en Arduino. La bandera 255 se envía para definir un giro en el motor 1, y seguidamente el valor del ángulo de giro. La bandera 254 se envía para definir un giro en el motor 2, y seguidamente el valor del ángulo de giro. Debido a la ubicación del brazalete sobre el antebrazo, como se ve en la Figura 5.6, no se puede obtener un valor exacto del ángulo *roll*, ya que en ésta posición el ángulo de giro leído tiene valores muy bajos. Como solución al problema, se realiza una rutina de rehabilitación, en la cual se leen tres posiciones para generar un giro en pronación o supinación. Para establecer las tres posiciones de giro, es necesario tener un valor de referencia inicial, que se lo define automáticamente cuando se inicia la rutina de rehabilitación, ya que se toma el primer valor leído de *roll* cuando el ángulo de *pitch* se encuentre entre un ángulo de 80° y 130° , manteniendo la posición del antebrazo en la posición inicial como se muestra en la Figura 5.5.

La primera posición se da cuando el valor de *roll* se encuentra entre el rango del valor de referencia $\pm 5^\circ$. En esta posición el dato del ángulo de giro enviado a Arduino es de 60° , que es la posición de referencia (ver Figura 5.5).

La segunda posición está definida cuando los valores de *roll* son mayores que el valor de referencia más 5° . Esto quiere decir que se envía al Arduino un ángulo



Figura 5.6: Ubicación del brazalete Myo

de giro de 120° , que representa un giro en supinación de 60° a partir de la posición de referencia, ver Figura 5.7.

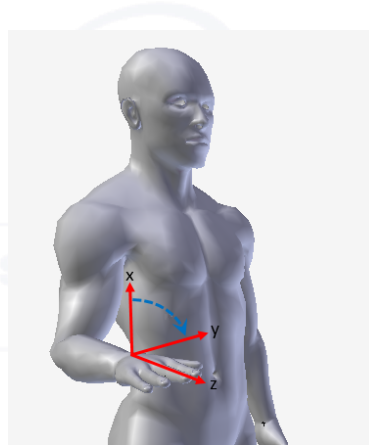


Figura 5.7: Rotación en supinación

Por último, la tercera posición está dada cuando los valores de *roll* son menores que el valor de referencia menos 5° . En este caso se envía al Arduino un ángulo de giro igual a 0° , que representa un giro en el sentido de pronación igual a 60° a partir de la posición de referencia, ver Figura 5.8.

La ejecución del código está controlado por un *timer* que llama al método `function enviarDatosCallback(~,~,handles)` cada 0.05 segundos. En éste método está la adquisición de las señales del brazalete y el envío de los datos a través del puerto serial a la placa Arduino que controla la posición de los motores. A continuación se muestra la configuración del *timer*.

```
timer1 = timer('executionmode','fixedrate','period',0.05,...  
              'startdelay',1,'timerfcn',@(src,evt)...  
              enviarDatosCallback(hObject, eventdata, handles));
```

donde:

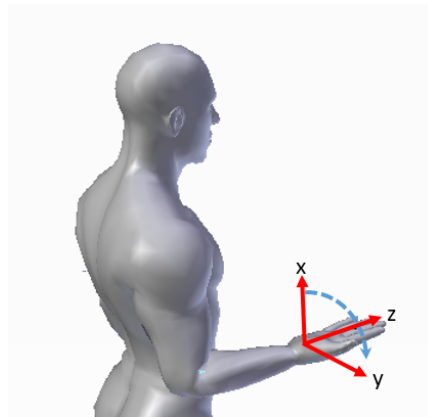


Figura 5.8: Rotación en pronación

- **'executionmode'** define como se programa los eventos del objeto *timer*.
- **'fixedrate'** indica que el *timer* comienza inmediatamente después de que la función *callback timer* es agregada a la cola de ejecución MATLAB.
- **'period'** indica el retardo, en segundos, entre las ejecuciones de la función del *timer* (TimerFcn). En este caso el retardo es de 0,05 segundos.
- **'startdelay'** especifica el retardo, en segundos, entre el inicio del *timer* y la primera ejecución de la función especificada en TimerFcn. En este caso la primera ejecución de la función del *timer* es después de 1 segundo.
- **'timerfcn'** define la función de devolución de llamada del *timer*.

La configuración del puerto serial para enviar los datos adquiridos es la siguiente:

```
%Configuración puerto serial  
puertoSerial=serial('COM4','BaudRate',115200);  
set(puertoSerial,'DataBits',8);  
set(puertoSerial,'Parity','none');  
set(puertoSerial,'StopBits',1);  
set(puertoSerial,'FlowControl','none');  
fopen(puertoSerial);
```

5.4. Programación en Arduino

La placa Arduino trabaja como interfaz entre el software desarrollado en MATLAB, y la parte física del exoesqueleto. Las principales funciones que realiza

esta aplicación son: recibir los datos de control desde el computador, leer los valores de los encoders y por último el control de la placa de potencia **pololu dual VNH5019 Motor driver** (ver Anexo D) encargada del manejo de los motores.

Para la programación en Arduino se incluyen dos librerías. La primera, `<TimerOne.h>`, encargada de manejar el Timer1 dentro de Arduino, y la segunda librería, `<DualVNH5019MotorShield.h>`, para el manejo de la placa de potencia.

5.4.1. Librería TimerOne

TimerOne es una librería de software libre, desarrollada para facilitar el manejo del timer1 dentro de Arduino. El *timer* está configurado para medir de manera repetitiva un período de tiempo en microsegundos. Al final de cada período, una función de interrupción puede ser ejecutada [37].

La configuración de la librería se la realiza incluyendo dentro del *setup* de Arduino las siguientes líneas:

```
Timer1.initialize(microsegundos);  
Timer1.attachInterrupt(funcion);
```

Donde, la variable `microsegundos` representa el tiempo del periodo del Timer1, en microsegundos. La variable `funcion` representa una función que se ejecuta cuando se complete el periodo del Timer1. Con la configuración del Timer1, se puede tener una interrupción, que permita ejecutar una rutina de manera periódica, según el tiempo que se defina.

5.4.2. Librería DualVNH5019MotorShield

Esta librería es desarrollada específicamente para interactuar con el *driver* de Pololu Dual Motor VNH5019. Facilitando el accionamiento de dos motores de corriente continua [38] .

Primero es necesario usar la configuración por defecto, manteniendo la distribución de los pines de comunicación entre el *driver* y la placa Arduino.

```
DualVNH5019MotorShield md;
```

Dentro de la configuración *setup* de Arduino, es necesario inicializar la librería, por medio de la siguiente instrucción.

```
md.init();
```

Luego de inicializar la librería, es posible utilizar las instrucciones de la misma. Las utilizadas dentro del programa desarrollado son las siguientes:

- **void setM1Speed(int speed).** Establece la velocidad y dirección del motor 1. La velocidad debe estar entre valores de 400 y -400. 400 corresponde a que la corriente del motor fluya de M1A a M1B. -400 corresponde a que la corriente fluya de M1B a M1A. Si el valor de velocidad es 0 no hay circulación de corriente, por lo tanto el motor no se moverá.
- **void setM2Speed(int speed).** El control de velocidad y dirección del motor 2 en este método es igual al caso anterior con el flujo de corriente entre M2A a M2B.

Para controlar la fuerza y velocidad del motor, los valores de velocidad se definen en un rango de 0 a 400 y de 0 a -400, donde, 400 representa el valor máximo y 0 el mínimo.

5.4.3. Lectura de los Encoders.

Los encoders usados para el prototipo, son los encoders incluidos en los motores popolu. Estos son de cuadratura con dos canales y tienen 48 CPR (conteos por revolución) de resolución.

Los 48 conteos por revolución que lee el encoder consideran los flancos de subida y de bajaba de los dos canales. Si se utiliza solo un canal del encoder, y un flanco, la resolución del encoder será de 12 conteos por revolución [39].

El algoritmo utilizado para realizar la lectura del encoder, es el propuesto por las fuentes de Arduino para encoder de cuadratura [40]. Este algoritmo devuelve la posición en la que se encuentre el motor, en valores adimensionales según la resolución del encoder, por lo que es necesario realizar un ajuste para obtener la posición en grados. Las variables utilizadas se presentan a continuación.

```
int encoderOPinA = 22; //pin 22 Canal A del encoder
int encoderOPinB = 23; //pin 23 Canal B del encoder
int encoderOPos = 0;   //Pocisión inicial en cero
int encoderOPinALast = LOW; //Estado anterior del canal A
int n = LOW;           //Variable auxiliar
int grados=0;          //Posición en grados en cero
```

El funcionamiento básico del algoritmo es el siguiente. Cuando se encuentre en una transición de bajo a alto en el canal A, se comprueba si el canal B está en alto y se incrementa la posición, en cambio, si el canal B está en bajo se decrementa la posición. La Figura 5.9, muestra las formas de onda de los canales A y B del encoder.

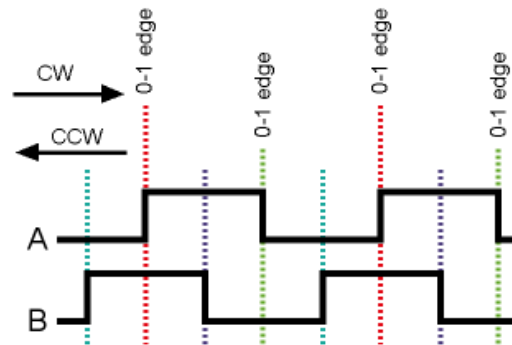


Figura 5.9: Formas de onda de los canales A y B del encoder

La posición en grados se obtiene realizando una conversión con respecto al número de conteos necesarios para realizar un giro de 360° . Es decir, a la variable `encoder0Pos` se la multiplica por 360 y se divide para el número de conteos necesarios para dar una revolución. Cuando la variable `encoder0Pos` es igual al número de conteos necesarios para una revolución, se la iguala a cero para reiniciar el conteo, lo que quiere decir que se cumplió una revolución.

```
n = digitalRead(encoder0PinA);
if ((encoder0PinALast == LOW) && (n == HIGH)) {
    if (digitalRead(encoder0PinB) == LOW) {
        encoder0Pos--;
        grados = ((encoder0Pos*360/conteos));
        if (encoder0Pos == -conteos){encoder0Pos = 0;}
    } else {
        encoder0Pos++;
        grados = ((encoder0Pos*360/conteos));
        if (encoder0Pos == conteos){encoder0Pos = 0;}
    }
}
encoder0PinALast = n;
```



El prototipo diseñado tiene dos rutinas de movimiento, tanto flexión-extensión, como pronación-supinación, haciendo necesario una lectura del encoder para cada movimiento. El número de conteos en cada método de lectura cambia según la relación de la caja de engranajes del motor utilizado, así como la relación entre el engranaje y el piñón diseñados en la Sección 4.4.

El número de conteos por revolución para el encoder del motor 1 se obtuvo considerando lo siguiente:

- 12 conteos por revolución del motor. Con el algoritmo utilizado para la lectura del encoder, se disminuye el número de conteos de 48 a 12, debido a que se cuentan 12 pulsos, a diferencia de los 48 flancos.
- Relación de la caja de engranes del motor 99:1.
- Relación de engranajes diseñados para acoplar el motor al exoesqueleto 3,333:1.

Con las consideraciones anteriores, el cálculo del número de conteos por grado necesarios para realizar el movimiento de flexión-extensión es el siguiente:

$$\text{Conteos/grado} = \frac{12 \text{ conteos}}{360 \text{ grados}} \times \frac{99}{1} \times \frac{3,33}{1} = 11 \frac{\text{conteos}}{\text{grado}}$$

Por lo tanto, cuando se tenga 11 conteos en el encoder se habrá realizado un desplazamiento de 1 grado en el movimiento de flexión-extensión. En el algoritmo de lectura del encoder, se deberá remplazar la variable `conteos` por 3960, que representa el número total de conteos necesarios para realizar un movimiento de 360°.

Para el número de conteos por revolución para el encoder del motor 2 se considera lo siguiente:

- 12 conteos por revolución del motor.
- Relación de la caja de engranes del motor 34:1.
- Relación de engranajes diseñados para acoplar el motor al exoesqueleto 6,466:1.

$$\text{Conteos/grado} = \frac{12 \text{ conteos}}{360 \text{ grados}} \times \frac{34}{1} \times \frac{4,466}{1} = 7,3288 \frac{\text{conteos}}{\text{grado}}$$

Esto quiere decir, que un grado de desplazamiento en el movimiento de pronación-supinación es igual a 7,3288 conteos del encoder. De igual manera para el algoritmo de lectura del encoder del motor 2, se deberá remplazar la variable `conteos` por 2638,4, que representa un desplazamiento de 360°.

5.4.4. Procesamiento de señales recibidas.

El programa desarrollado en Arduino permite realizar la lectura de los encoders de manera permanente y a la velocidad máxima de procesamiento, ya que el método se encuentra dentro del `loop()` del programa.

Los datos que lleguen por medio de la comunicación serial al Arduino se leen utilizando la instrucción `Serial.available()`, la misma que permite almacenar los datos cada vez que haya un valor disponible en el puerto serial. Con los datos recibidos se procede a interpretar los mismos, utilizando las banderas enviadas desde MATLAB se actualiza las variables que permitan identificar el tipo de secuencia de movimiento y el valor del ángulo de giro. Si la bandera recibida es 255, la variable `caso` se actualiza a 1, y se procede a ejecutar el método encargado de realizar el movimiento en el motor 1. Si la bandera es 254 la variable `caso` cambia al valor de 2, y se ejecuta el método encargado de realizar un movimiento en el motor 2.

```
if(Serial.available()){
    in = Serial.read();
    if(in==255){caso=1;}
    if(in==254){caso=2;}
    if(in != 255 && in != 254){
        datoleido=in;
    }
}
```

El proceso de selección entre los métodos de movimiento a ejecutarse, según el caso que se haya recibido se lo realiza haciendo uso del *timer*. El *timer* está configurado para ejecutar una interrupción cada 5 milisegundos, de tal manera que, cada 5 milisegundos se realiza una acción en los motores. Los valores de posición actual que se leen de los encoders, se envía a MATLAB cada 50 milisegundos. Para calcular el tiempo de envío de los datos, se realiza en función de la interrupción del *timer*, ya que cada interrupción se genera a los 5 milisegundos,

por lo tanto, se envía un dato cada 10 interrupciones dando un tiempo total de 50 milisegundos entre datos enviados. Los datos se envían cada 50 milisegundos para evitar un tráfico elevado de datos en la comunicación y evitar un error de sincronización con MATLAB, ya que este también realiza instrucciones cada 50 milisegundos.

Código dentro del *setup* de Arduino para configurar el *timer*.

```
Timer1.initialize(5000);           // 5 milisegundos
Timer1.attachInterrupt( accion );  // Metodo en la interrupcion
```

Método ejecutado en cada interrupción del *timer*.

```
void accion (){
    seleccion(datoleido);  //método de seleccion de movimiento
    if (contador==10){
        Serial.write(encoder); //envio de datos a MATLAB
        contador=0;
    }
    contador=contador+1;
}
```

Finalmente, la manipulación del giro de los motores se realiza dentro del método `seleccion()`. Como dato de entrada al método, se introduce el valor del ángulo de giro, este puede ser tanto para el caso 1 como el caso 2. Si el valor de la bandera recibida indica que se trata del caso 1, se ejecuta el método encargado del movimiento de flexión-extensión. El dato recibido se toma como dato de referencia, y se procesa a calcular la diferencia con respecto al valor de posición del encoder 1. Esta diferencia varía de signo según la dirección del movimiento, de manera positiva en un sentido y negativa en la dirección contraria. Con el valor de la diferencia de posiciones se toman tres acciones posibles:

- Si la diferencia es mayor que cero, se envía un valor negativo en la dirección de giro del motor. El valor enviado se incrementa en cada iteración hasta llegar a un 60 % de la velocidad total del motor.
- Si la diferencia es menor que cero, se envía un valor positivo en la dirección de giro del motor. El valor se incrementa en cada iteración hasta llegar a un 30 % de la velocidad total del motor.

- Si el valor de la diferencia es igual a cero o el valor del desplazamiento del encoder supera los 120° , se procede a detener el giro del motor, es decir, se envía un valor de cero en la dirección de giro para detener el motor.

El incremento realizado por iteración en las valores de dirección de giro del motor, se realiza para generar un arranque suave en los motores, y evitar cambios de dirección bruscos. El algoritmo utilizado es el siguiente:

```
if (caso==1 ){
    encoder=-grados+100;
    diferencia=myo+grados;
    md.setM2Speed(0);
    if(diferencia>0 && flexion>=-240 && grados>-120){
        flexion=flexion-1;
        extension=0;
        md.setM1Speed(flexion);
    }else if (diferencia<0 && extension<=120){
        extension=extension+1;
        flexion=0;
        md.setM1Speed(extension);
    }else if(diferencia==0 || grados<=-120 || grados>0){
        md.setM1Speed(0);
        flexion=0;
        extension=0;
    }
}
```

Cuando la bandera recibida corresponda al caso 2 se procesa al método de movimiento de pronación-supinación. El algoritmo realizado es semejante al del caso 1 para flexión-extensión, partiendo de la diferencia entre el valor recibido y el valor de posición leído del encoder 2, se considera lo siguiente:

- Si la diferencia es mayor que 60, ya que 60° representa el valor inicial para el movimiento de pronación-supinación, se envía un valor negativo en la dirección de giro del motor. El valor se incrementa por iteración hasta llegar al 50 % de la velocidad total.



- Si la diferencia es menor que 60, se envía un valor positivo en la dirección de giro del motor. El valor se incrementa por iteración hasta llegar al 50 % de la velocidad total.
- Si el valor de la diferencia es igual a 60, se procede a detener el giro del motor, es decir, se envía un valor de cero en la dirección de giro para detener el motor.

El algoritmo utilizado para el caso 2 es el siguiente:

```
else if (caso==2){
    encoder=grados1+100;
    md.setM1Speed(0);
    diferencia1=myo+grados1;
    if(diferencia1>60 && pronacion>=-200){
        pronacion=pronacion-2;
        supinacion=0;
        md.setM2Speed(pronacion);
    }else if (diferencia1<60 && supinacion<=200){
        supinacion=supinacion+2;
        pronacion=0;
        md.setM2Speed(supinacion);
    }else if(diferencia1==60){
        md.setM2Speed(0);
        pronacion=0;
        supinacion=0;
    }
}
```

Capítulo 6

PRUEBAS Y RESULTADOS

Para realizar las pruebas del prototipo es necesario que el exoesqueleto se ancle al paciente en la posición de referencia cero como indica la Figura 6.1(a). Además, el terapeuta se debe colocar el brazalet Myo como se muestra en la Figura 6.1(b).

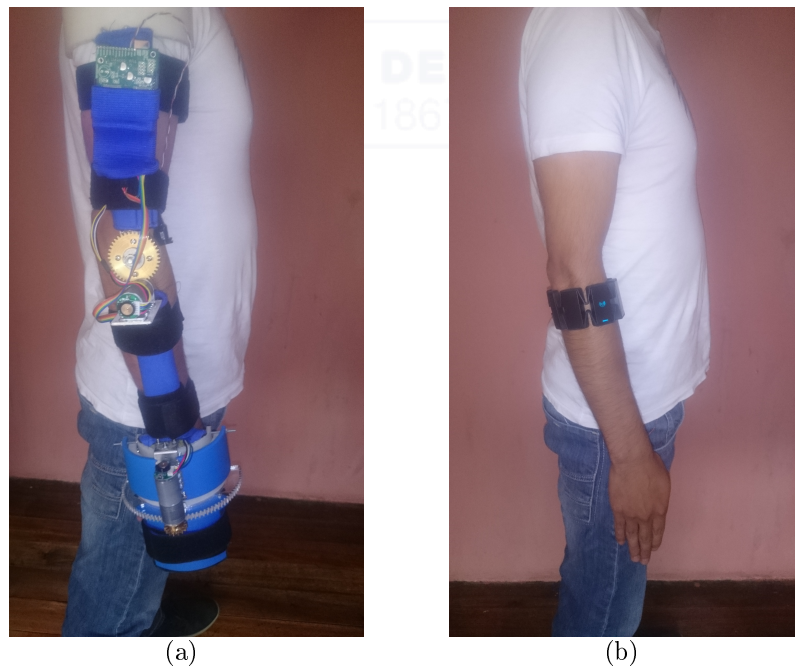


Figura 6.1: (a) Posición para rehabilitación. (b) Ubicación del brazalet

A partir de las posiciones indicadas anteriormente se puede iniciar la rehabilitación. Para ello se debe verificar que el exoesqueleto y el brazalet estén conectados al computador como se indica en el Anexo E.

A continuación, se realiza el movimiento de flexión-extensión. La Figura 6.2 muestra la posición de 90° tanto del exoesqueleto como del brazalet. La Figura

6.3 muestra el resultado del movimiento. Se nota que existe un error de $1,2^\circ$ aproximadamente entre el brazalete Myo ($93,78^\circ$) y el exoesqueleto (95°).

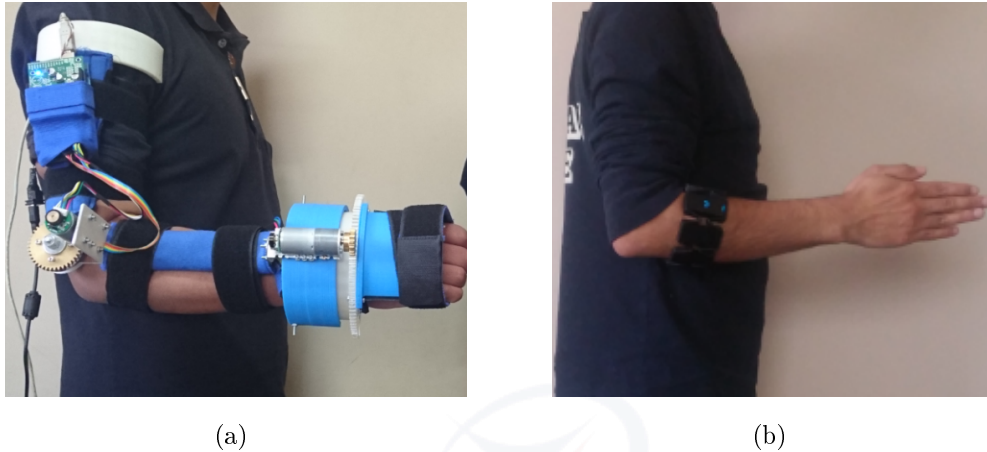


Figura 6.2: (a) Posición exoesqueleto. (b) Posición brazalete

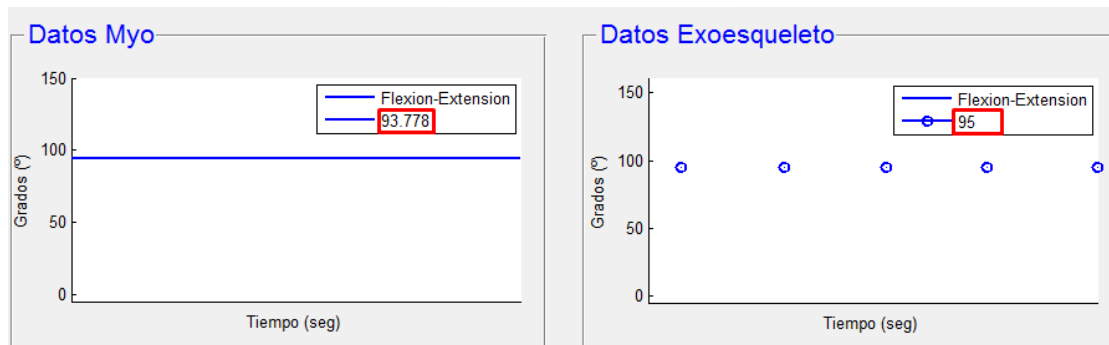


Figura 6.3: Resultado del movimiento de flexión-extensión

La Figura 6.4 muestra la comparación del comportamiento entre la señal del brazalete Myo y la señal del exoesqueleto para un tiempo de simulación de 75 segundos. Para el movimiento de flexión (señales de subida) se observa que existe un retardo de alrededor de 1,16 segundos (ver Figura 6.5) entre las dos señales. Esto se debe a que el contador del *timer* en Arduino ejecuta el método `seleccion`, donde se aumenta el PWM del motor cada 5 milisegundos y el envío de datos entre MATLAB y Arduino es de 50 milisegundos. Para el movimiento de extensión (señales de bajada) se observa que el tiempo de respuesta es más rápido que el movimiento de flexión, esto se debe a que la fuerza de gravedad del antebrazo ayuda al movimiento del motor permitiendo llegar a la referencia en menor tiempo.

CAPÍTULO 6. PRUEBAS Y RESULTADOS

po. Además la Figura 6.6 muestra que el error en los grados de movimiento es de $\pm 6^\circ$ aproximadamente.

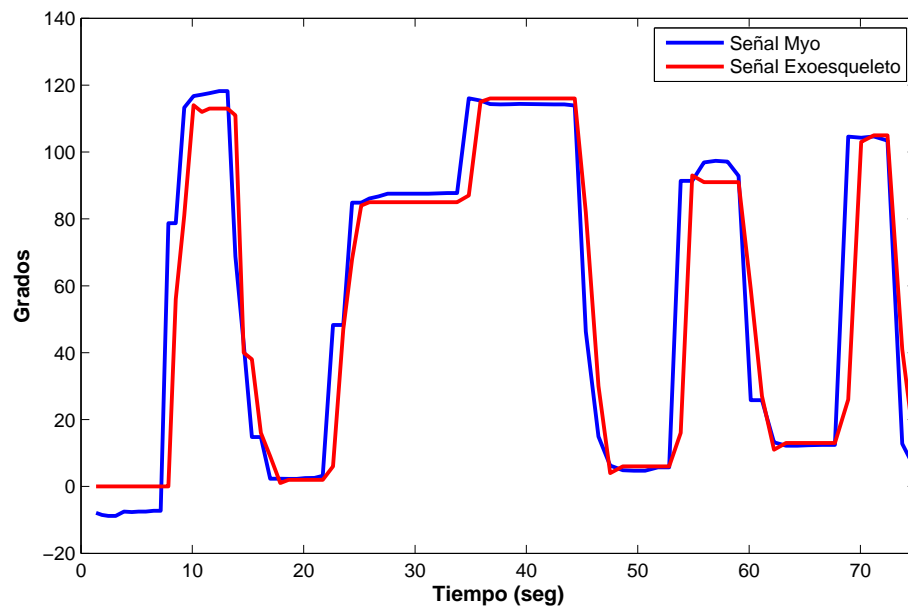


Figura 6.4: Comparación de las señales del movimiento de flexión-extensión

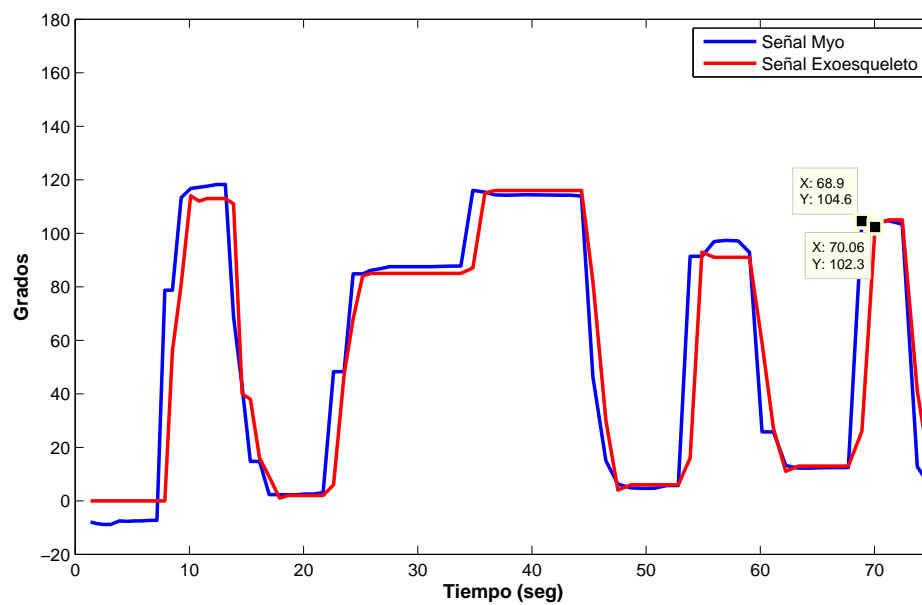


Figura 6.5: Diferencia de tiempo entre las señales

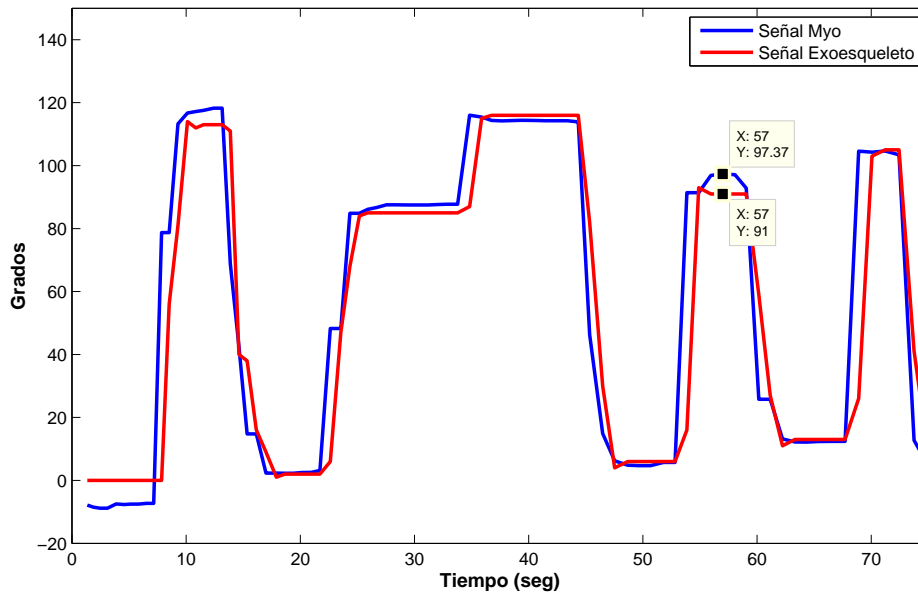


Figura 6.6: Diferencia de grados entre las señales

Para realizar el movimiento de pronación-supinación hay que tener en cuenta que este movimiento se realiza con el antebrazo en una posición de 80° a 110° como se describió en la Sección 5.3. La Figura 6.7 muestra la posición de pronación del exoesqueleto y del brazalete Myo. La Figura 6.8 muestra el resultado del movimiento realizado, donde la gráfica de la derecha corresponde a la del exoesqueleto e indica un valor de 60° .



(a)



(b)

Figura 6.7: Movimiento de pronación. (a) Exoesqueleto. (b) Brazalete Myo

CAPÍTULO 6. PRUEBAS Y RESULTADOS

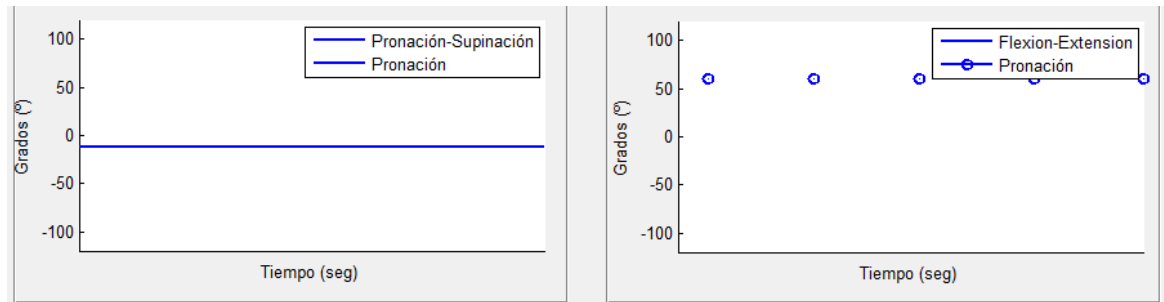


Figura 6.8: Resultado del movimiento de pronación

La Figura 6.9 muestra la posición de supinación del exoesqueleto y del brazalete Myo. La Figura 6.10 muestra el resultado del movimiento realizado, donde la gráfica de la derecha corresponde a la del exoesqueleto e indica un valor de -60° .



Figura 6.9: Movimiento de supinación. (a) Exoesqueleto. (b) Brazalete Myo

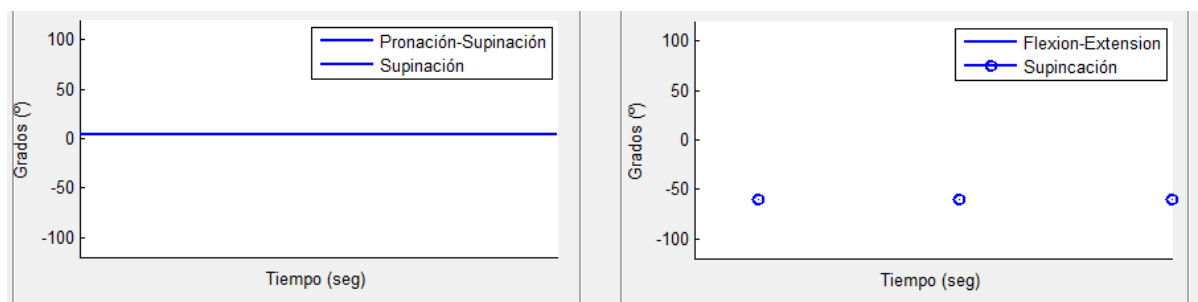


Figura 6.10: Resultado del movimiento de supinación

Para el movimiento de pronación-supinación no se puede observar el tiempo de



respuesta y el error en grados entre las señales, debido a que el brazalete Myo no muestra una variación mayor a 20° en este movimiento. Por este motivo, una vez detectado el movimiento ya sea pronación o supinación, se envía al exoesqueleto un valor de 60° para pronación y -60° para supinación.

El prototipo tras ser evaluado por la especialista en fisioterapia Lic. Silvia Cabrera Vásquez (S.Cabrera, comunicación personal, 20 de Agosto del 2016) se llegó a los siguientes resultados:

- Para pacientes con problemas neurológicos o que hayan sufrido un derrame cerebral, el exoesqueleto funciona como un dispositivo pasivo y asistido. El término pasivo se refiere que el exoesqueleto realiza todo el trabajo en el movimiento realizado, ya que, el paciente al tener un problema neurológico no puede realizar ningún movimiento. El término asistido se refiere a que una persona externa realiza el movimiento.
- Para pacientes con problemas traumatológicos el exoesqueleto funciona como un dispositivo activo y asistido. El término activo se refiere a que el paciente realiza el movimiento y el exoesqueleto contribuye con cierto porcentaje para realizar dicho movimiento.

Capítulo 7

CONCLUSIONES

En el presente trabajo se desarrolló y construyó un prototipo de exoesqueleto de codo orientado a la rehabilitación, acompañado de una etapa de control que permite la interacción entre el exoesqueleto ubicado sobre el brazo a rehabilitar, y el brazalete Myo, encargado de captar las señales de movimiento.

El diseño del exoesqueleto partió de un análisis teórico de la biomecánica de la extremidad, en función de la anatomía de la misma se definió los grados de libertad y los rangos de movimiento de la articulación a trabajar. De igual manera, se realizó un análisis de los diferentes proyectos existentes relacionados con mecanismos robóticos utilizados para rehabilitación, de los que se extrajo pautas para el desarrollo del proyecto presentado.

Conocida la biomecánica de la extremidad se realizó un enfoque robótico del mismo, por lo tanto, se procedió a realizar un análisis cinemático. A partir, de las ecuaciones obtenidas en el análisis se realizó una simulación del espacio de trabajo. Sin embargo, dichas ecuaciones no fueron usadas para el sistema de control, debido a las características de los motores, ya que estos permiten un control on-off.

Además, se estableció que el sistema este compuesto de tres eslabones y dos articulaciones. El primer eslabón representa el brazo, que fue tomado como una referencia fija. El segundo eslabón representa el antebrazo y el tercer eslabón representa la mano, estos dos últimos son eslabones dinámicos. Utilizando las reglas establecidas en el método de Denavit-Hartenberg, se obtuvo los parámetros necesarios para la obtención de las matrices homogéneas, utilizadas para el análisis cinemático directo. Los grados de libertad se establecieron según el número de articulaciones utilizadas para el análisis cinemático, por lo tanto, el primer grado de libertad representa el movimiento de flexión-extensión comprendido entre el brazo y el antebrazo, y el segundo grado de libertad representa el movimiento de

pronación-supinación en el antebrazo.

El uso del software Autodesk Inventor facilitó el desarrollo del diseño mecánico del exoesqueleto, permitiendo un modelamiento 3D y una aproximación de los pesos y centros de gravedad de las partes del diseño, que posteriormente fueron exportadas a la herramienta SimMechanics de MATLAB, donde se obtuvo el par mecánico para el dimensionamiento de los motores a utilizar. El material utilizado para los soportes del brazo y antebrazo fue acrílico, en tanto que para los soportes curvos de la muñeca se construyó sobre plástico PLA utilizado en impresiones 3D. El acoplamiento de los actuadores sobre el prototipo requirió el diseño de engranajes para las dos articulaciones. El cálculo de los engranajes se realizó teniendo en cuenta la relación de velocidad y el par mecánico de los motores. La construcción de los engranes se hizo en bronce debido a la necesidad de resistencia en los dientes de cada engranaje, ya que la presión ejercida en cada uno es alta.

Para el funcionamiento del prototipo, se desarrolló una fase de control avatar. Este sistema capta señales del brazo de la persona que da la terapia por medio del brazalete Myo. Las señales son enviadas al computador, donde son interpretadas y ajustadas, para posteriormente ser enviadas a la placa Arduino como valores de los ángulos de giro de las articulaciones del prototipo. Dentro del Arduino se desarrolló una rutina de lectura de encoders y control de la placa de potencia encargada del movimiento de los motores. El prototipo rota el número de grados que se recibió desde MATLAB, de tal manera que se refleja en el exoesqueleto los movimientos realizados por la persona encargada de brindar la terapia. El tiempo de respuesta del movimiento del exoesqueleto con respecto al movimiento del brazo de referencia, es aproximadamente 1,16 segundos (ver Figura 6.5), este retraso es generado por el tiempo de procesamiento de la señal desde que es captada en la manilla hasta llegar a los actuadores en el exoesqueleto. Durante las pruebas realizadas se obtuvo un error de posición de aproximadamente $\pm 6^\circ$ (ver Figura 6.6). La rutina de terapia no se ve afectada por el tiempo de retardo y el error de posición, ya que los movimientos de terapia se debe realizar de manera lenta y en ciclos completos para evitar algún tipo de afección en la extremidad rehabilitada.

7.1. Trabajos futuros

Los resultados obtenidos del prototipo muestran la utilidad del exoesqueleto y permite realizar futuros trabajos encaminados a áreas más complejas en el campo de la rehabilitación de pacientes con problemas neurológicos y traumatológicos. Por lo que se presenta los siguientes trabajos:

- Desarrollar un trabajo encaminado a la manipulación de potencia de los actuadores. Permitiendo modificar los niveles de potencia en la interfaz de control, para que los motores ayuden con cierto porcentaje en la rehabilitación, según la necesidad del paciente.
- Diseñar una alternativa de control que permita realizar una terapia independiente y activa, es decir, que el exoesqueleto trabaje en función de las señales que el paciente genere en la extremidad afectada, ya que las rehabilitaciones con lesiones traumatológicas necesitan que el paciente sea capaz de controlar el movimiento de la rehabilitación.
- Diseñar un sistema de recepción de señales neurológicas que ayuden a la manipulación del exoesqueleto.
- Diseñar un exoesqueleto que permita adaptarse a la medida y forma de la extremidad del paciente.
- Aplicar el análisis cinemático realizado en el Capítulo 3 a los algoritmos de posición del brazalete Myo para cambiar la referencia de las señales del brazalete.
- Diseñar un sistema de control que permita llegar a la referencia con mayor exactitud.



CAPÍTULO 7. CONCLUSIONES

Anexos



Anexo A

Arduino MEGA 2560

A continuación, se presenta las características técnicas principales de la placa Arduino utilizada en el prototipo.

- Microcontrolador Atmega 2560.
- 54 pines digitales de entrada/salida.
- 16 pines de entradas analógicas.
- 16 MHz de velocidad de reloj.
- 128 KBytes de memoria flash.
- 8 KBytes de memoria SRAM.
- 4 KBytes de memoria EEPROM.
- 5V de voltaje de operación.
- 7-12V de voltaje de entrada.

A.1. Pines utilizados en el desarrollo

Los pines de la placa utilizados dentro del desarrollo del programa, se describe a continuación.

- Pin 24: Canal A del encoder del motor 1.
- Pin 22: Canal B del encoder del motor 1.
- Pin 25: Canal A del encoder del motor 2.

- Pin 23: Canal B del encoder del motor 2.
- Pin 2: Pin M1INA del *driver* VNH5019.
- Pin 4: Pin M1INB del *driver* VNH5019.
- Pin 7: Pin M2INA del *driver* VNH5019.
- Pin 8: Pin M2INB del *driver* VNH5019.
- Pin 9: Pin M1PWM del *driver* VNH5019.
- Pin 10: Pin M2PWM del *driver* VNH5019.
- Pin 6: Pin M1EN/DIAG del *driver* VNH5019.
- Pin 12: Pin M2EN/DIAG del *driver* VNH5019.
- Pin A0: Pin M1CS del *driver* VNH5019.
- Pin A1: Pin M2CS del *driver* VNH5019.

En la Figura A.1, se muestra la placa Arduino y sus componentes principales.

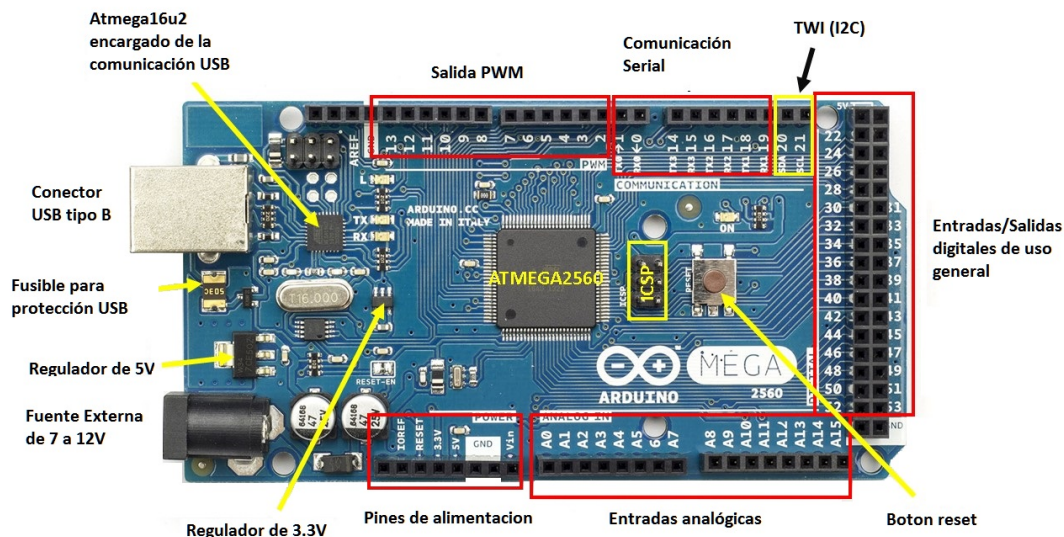


Figura A.1: Arduino mega 2560

Anexo B

Diagrama de flujo

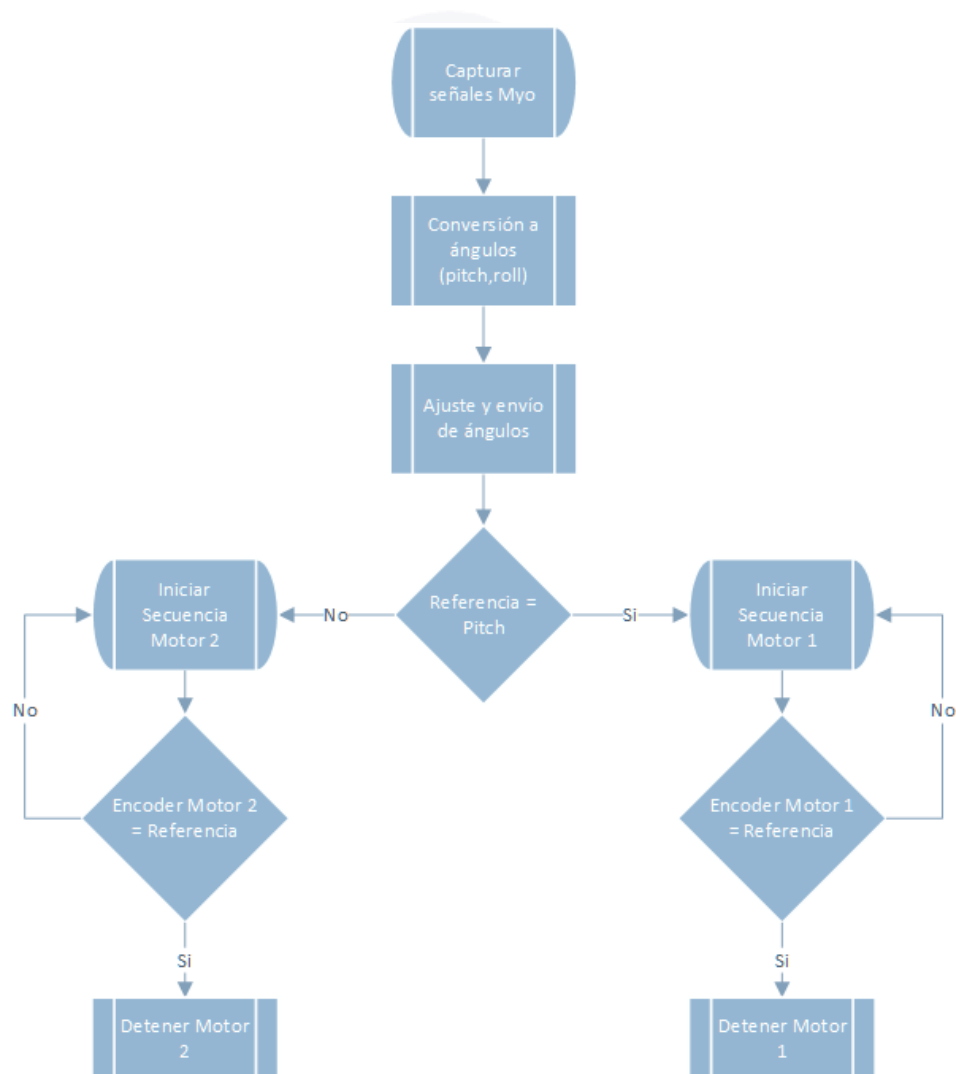


Figura B.1: Diagrama de flujo

Anexo C

Propiedades del MyoData

```
1  % propiedades de los datos muestreados en la base de tiempo IMU
2  m.timeIMU
3  m.quat
4  m.rot
5  m.gyro
6  m.gyro_fixed
7  m.accel
8  m.accel_fixed
9  % propiedades de los datos muestreados sobre la base de tiempo EMG
10 m.timeEMG
11 m.emg
12 m.pose
13 m.pose_rest
14 m.pose_fist
15 m.pose_wave_in
16 m.pose_wave_out
17 m.pose_fingers_spread
18 m.pose_double_tap
19 m.arm
20 m.arm_right
21 m.arm_left
22 m.arm_unknown
23 m.xDir
24 m.xDir_wrist
25 m.xDir_elbow
26 m.xDir_unknown
```


Anexo D

Pololu dual VNH5019 Motor driver

Este *driver* facilita el control de dos motores de corriente continua de alta potencia conjuntamente con placas Arduino. Las principales características técnicas del *driver* son las siguientes.

- *Driver* de motor VNH5019.
- Dos canales de motores.
- 5.5V de voltaje mínimo de operación.
- 24V de voltaje máximo de operación.
- 12A de salida de corriente continua por canal.
- 30A de pico de corriente por canal.
- 0.14 V/A del sensor de corriente.
- 20 KHz de frecuencia máxima de PWM.

Los pines de conexión y sus funciones, se describen a continuación.

- Pin M1INA: Entrada A de la dirección del motor 1.
- Pin M1INB: Entrada B de la dirección del motor 1.
- Pin M2INA: Entrada A de la dirección del motor 2.
- Pin M2INB: Entrada B de la dirección del motor 2.
- Pin M1PWM: Entrada de velocidad del motor 1.
- Pin M2PWM: Entrada de velocidad del motor 2.

- Pin M1EN/DIAG: Entrada de habilitación del motor 1.
- Pin M2EN/DIAG: Entrada de habilitación del motor 2.
- Pin M1CS: Salida del sensor de corriente del motor 1.
- Pin M2CS: Salida de sensor de corriente del motor 2.

En la Figura D.1, se muestra el *driver* pololu y sus componentes principales.

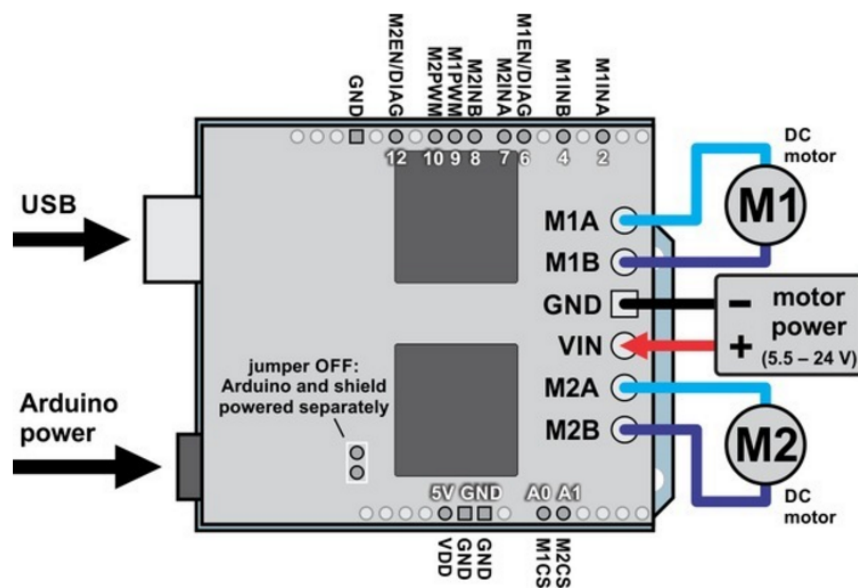


Figura D.1: Pololu dual VNH5019 Motor driver

Anexo E

Manual de uso del programa

A continuación se presenta el manejo y funcionamiento del programa para la rehabilitación del codo. En la Figura E.1 se observa la ventana de inicio del programa. Esta ventana cuenta con con dos botones en el panel de opciones, CONECTAR MYO y REHABILITACIÓN. A continuación se describe cada uno de ellos.



Figura E.1: Ventana de inicio

El botón **CONECTAR MYO** permite la conexión entre MATLAB y el brazalete Myo. Cuando se da clic en este botón y la conexión se ha establecido correctamente el botón cambia de nombre a DESCONECTAR MYO y el botón REHABILITACIÓN se activa (ver Figura E.2). En el caso de que la conexión no se haya establecido correctamente el programa muestra un mensaje de error como el de la Figura E.3 y el botón REHABILITACIÓN permanece desactivado.



Figura E.2: Activación de botones

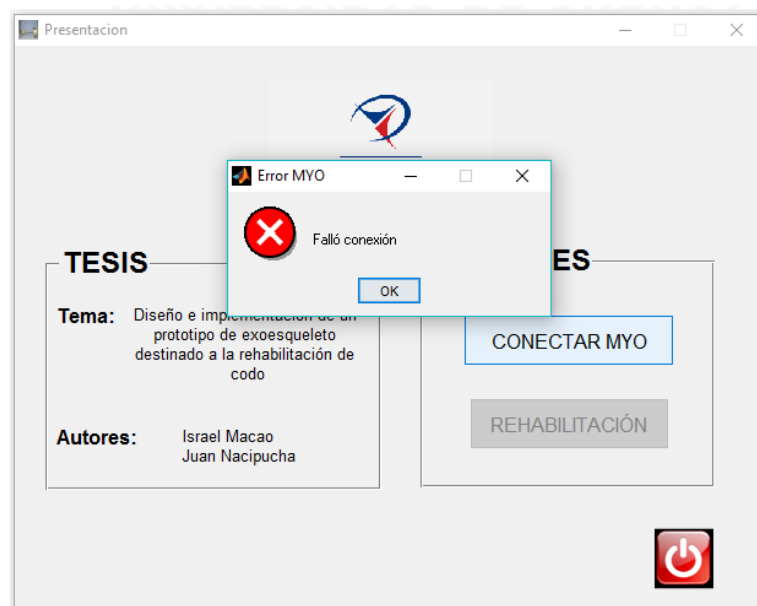


Figura E.3: Error en la conexión

El botón **REHABILITACIÓN** al iniciar el programa está desactivado (ver Figura E.1 y la única forma de activarlo es primero estableciendo la conexión entre MATLAB y el brazalete como se mencionó anteriormente.

Este botón abre una nueva ventana (ver Figura E.4) que permite la visualización de los datos obtenidos del brazalete Myo y de la posición de los motores del

ANEXO E. MANUAL DE USO DEL PROGRAMA

exoesqueleto. Al lado izquierdo de la ventana se visualizan los movimientos de flexión-extensión y pronación-supinación del brazalete Myo y al lado derecho se visualizan los datos recibidos de cada movimiento desde la placa Arduino.

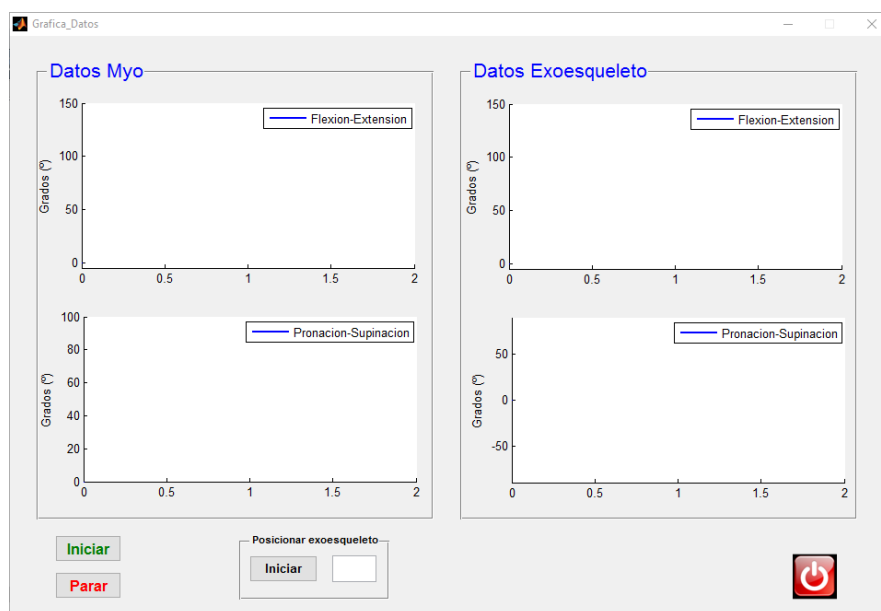


Figura E.4: Visualización de datos

En el caso de que la placa Arduino no se encuentre conectada a la computadora, el programa mostrará un mensaje de error como el de la Figura E.5.

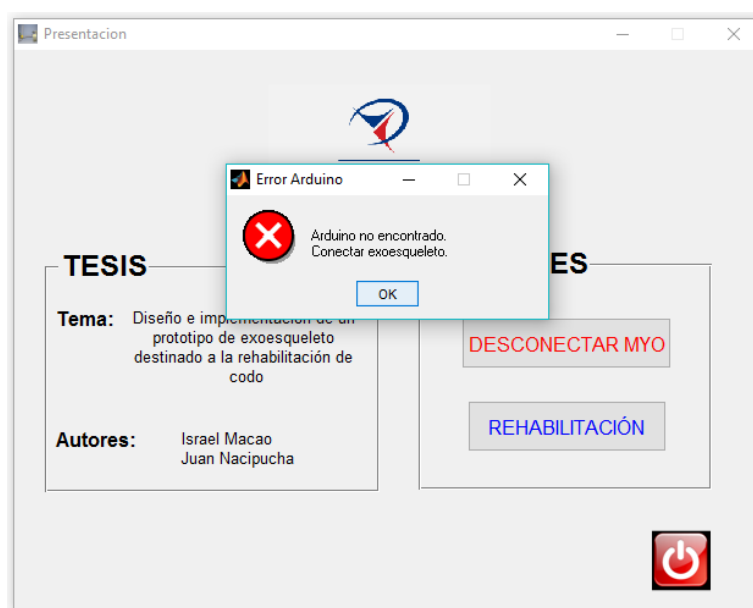


Figura E.5: Error de conexión con la placa Arduino

La ventana de la Figura E.4 tiene tres botones Iniciar, Parar y el botón salir que se encuentra en la parte inferior derecha. Además cuenta con un panel de Posicionar exoesqueleto.

El botón **Iniciar** da inicio a la rehabilitación. Este botón inicia un *streaming* y el *timer* de la Sección 5.2.2 permitiendo la adquisición y visualización de los datos del brazalete Myo.

El botón **Parar** detiene el *streaming* y el *timer*, permitiendo al paciente tomar un descanso o salir de la rehabilitación.

El panel **Posicionar exoesqueleto** sirve para ubicar el exoesqueleto en la posición de referencia cero.

En la Figura E.6 se puede observar el proceso de rehabilitación de un paciente.

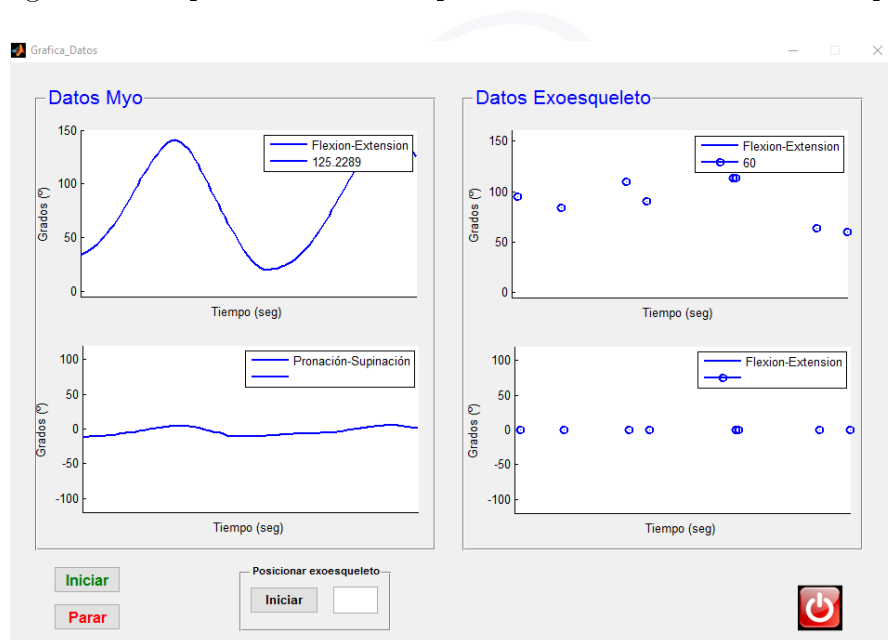


Figura E.6: Datos de rehabilitación



Bibliografía

- [1] Michelle Starr. Panasonic working on actual ‘alien’ power loader. <http://www.cnet.com>.
- [2] Cyberdyne Inc. Robot hal. <http://www.cyberdyne.jp/english/>.
- [3] Army-technology. Raytheon xos 2 exoskeleton, second-generation robotics suit, united states of america. <http://www.army-technology.com>.
- [4] Lockheed Martin. Hulc. <http://www.lockheedmartin.com>.
- [5] Mauro A Montenegro-Meza, M Alejandro Lugo-Villeda, J Victor Nunez-Nalda, R Karina Gonzalez-Trigueros, and Ulises Zaldivar-Colado. Análisis y diseño de un prototipo virtual de tipo exoesqueleto para rehabilitación de codo.
- [6] Manuel Alejandro Lugo Villeda, Francisco J Ruiz Sánchez, and Omar Arturo Domínguez Ramírez. Diseño robótico de un exoesqueleto pediátrico de miembro superior basado en criterios clínicos y antropomórficos para análisis de movimiento y rehabilitación. *CINVESTAV, Unidad Saltillo*, pages 51–138, 2013.
- [7] Geomagic. Haptic devices. <http://www.geomagic.com/es/products/phantom-premium/overview/>.
- [8] Interactive Motion Technologies. Evidence-based neurorehabilitation technology. <http://interactive-motion.com/healthcarereform/upper-extremity-rehabilitation/inmotion2-arm/>.
- [9] Alexander Otten, Carsten Voort, Arno Stienen, Ronald Aarts, Edwin van Asseldonk, and Herman van der Kooij. Limpact: A hydraulically powered self-aligning upper limb exoskeleton. *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, 20(5):2285–2298, 2015.

- [10] Nicola Vitiello, Tommaso Lenzi, Stefano Roccella, Stefano MM De Rossi, Emanuele Cattin, Francesco Giovacchini, Fabrizio Vecchi, and Maria Carrozza. Neuroexos: A powered elbow exoskeleton for physical rehabilitation. *Robotics, IEEE Transactions on*, 29(1):220–235, 2013.
- [11] Joel C Perry, Jacob Rosen, and Stephen Burns. Upper-limb powered exoskeleton design. *IEEE/ASME transactions on mechatronics*, 12(4):408, 2007.
- [12] Cyberdyne. Hal for disaster recovery. <http://www.cyberdyne.jp/english/products/supporting.html>.
- [13] Antonio Barrientos, Luis Felipe Peñin, Carlos Balaguer, and Rafael Aracil. *Fundamentos de robótica*. McGraw-Hill, Interamericana de España, 2007.
- [14] Myo. <https://www.myo.com/>.
- [15] Características físicas del brazalete myo. https://developer.thalmic.com/docs/api_reference/platform/getting-started.html.
- [16] El brazalete myo. <https://www.thalmic.com/>.
- [17] Homayoon Kazerooni. Extender: a case study for human-robot interaction via transfer of power and information signals. In *Robot and Human Communication, 1993. Proceedings., 2nd IEEE International Workshop on*, pages 10–20. IEEE, 1993.
- [18] BBC Neil Bowdler. Exoesqueletos: se vienen los “superhumanos”. <http://www.bbc.com>.
- [19] Omar González Hernández, Mario Peña Vázquez, and Juan Pablo Vázquez Cervantes. *Exoesqueleto robótico para rehabilitación de miembro superior*. PhD thesis, 2012.
- [20] Carlos F Rodríguez, Juan C Botero, and Hugo Quintero. Aplicación de la teoría de robots manipuladores a la biomecánica del brazo humano 1. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial RIAI*, 4(4):51–57, 2007.
- [21] Claudio H Taboadela. Goniometría. *Una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales*, 1, 2007.



BIBLIOGRAFÍA

- [22] Nelson Patricio Mena Yépez, Veloz Caiza, and Paúl Cristóbal. *Diseño e implementación de un exoesqueleto mecánico lateral izquierdo para la rehabilitación humana*. PhD thesis, QUITO/EPN/2013, 2013.
- [23] Elena Garcia, Maria Antonia Jimenez, Pablo Gonzalez De Santos, and Manuel Armada. The evolution of robotics research. *Robotics & Automation Magazine, IEEE*, 14(1):90–103, 2007.
- [24] Hermano Igo Krebs, Jerome Joseph Palazzolo, Laura Dipietro, Mark Ferraro, Jennifer Krol, Keren Rannekleiv, Bruce T Volpe, and Neville Hogan. Rehabilitation robotics: Performance-based progressive robot-assisted therapy. *Autonomous robots*, 15(1):7–20, 2003.
- [25] Robert Riener, Mathias Wellner, Tobias Nef, Joachim Von Zitzewitz, Alexander Duschau-Wicke, Gery Colombo, and Lars Lünenburger. A view on vr-enhanced rehabilitation robotics. In *Virtual Rehabilitation, 2006 International Workshop on*, pages 149–154. IEEE, 2006.
- [26] Joel C Perry and Jacob Rosen. Design of a 7 degree-of-freedom upper-limb powered exoskeleton. In *Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2006. BioRob 2006. The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on*, pages 805–810. IEEE, 2006.
- [27] Andrés Felipe Ruiz Olaya. *Sistema robótico multimodal para análisis y estudios en biomecánica, movimiento humano y control neuromotor*. PhD thesis, Universidad Carlos III de Madrid, 2009.
- [28] Russell H Taylor. A perspective on medical robotics. *Proceedings of the IEEE*, 94(9):1652–1664, 2006.
- [29] El Mundo. Robots al rescate. <http://www.elmundo.es/ciencia/2015/10/09/-5616a62e268e3e15768b463b.html>.
- [30] Rob Eimerl. The quaternions and their applications. 2015.
- [31] Eugene Salamin. Application of quaternions to computation with rotations. Technical report, Working Paper, 1979.
- [32] José L Pons et al. Wearable robots: biomechatronic exoskeletons. 2008.
- [33] Subir Kumar Saha. *Introducción a la Robótica*. McGraw-Hill Interamericana, 2000.



- [34] Linda Kautz Osterkamp. Current perspective on assessment of human body proportions of relevance to amputees. *Journal of the American Dietetic Association*, 95(2):215–218, 1995.
- [35] Peter RN Childs. *Mechanical design engineering handbook*. Butterworth-Heinemann, 2013.
- [36] Myo sdk matlab mex wrapper. <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/55817-myo-sdk-matlab-mex-wrapper>.
- [37] PJRC.com. Timerone y timerthree libraries. https://www.pjrc.com/teensy/td_libs_TimerOne.html.
- [38] www.pololu.com. [pololu/dual-vnh5019-motor-shield](https://github.com/pololu/dual-vnh5019-motor-shield). <https://github.com/pololu/dual-vnh5019-motor-shield>.
- [39] Pololu. 99:1 metal gearmotor 25dx54l mm hp 12v with 48 cpr encoder. <https://www.pololu.com/product/3219>.
- [40] Arduino. Reading rotary encoders contents. <http://playground.arduino.cc/Main/RotaryEncoders>.